Imagerie en ophtalmologie

Chez le même éditeur

Dans la collection Atlas en ophtalmologie

Topographie cornéenne 2e édition, par D. Gatinel. 2014, 264 pages.

Rétinopathie diabétique par P. Massin, A. Erginay. 2010, 160 pages.

Uvéite par B. Bodaghi, P. LeHoang. 2009, 416 pages.

Dégénérescence maculaire liée à l'âge, 2e édition, par T. Desmettre, S.Y. Cohen. 2009, 244 pages.

Strabologie : approches diagnostique et thérapeutique, 2e édition, par Marie-Andrée Espinasse-Berrod, 2008, 392 pages.

La réfraction de l'œil : du diagnostic à l'équipement optique par A. Roth, A. Gomez, A. Péchereau. 2007, 416 pages.

OCT de la macula, tomographie en cohérence optique par A. Gaudric, B. Haouchine. 2007, 360 pages.

Les pathologies du fond de l'œil par J.J. Kanski, S.A. Milewski, B.E. Damato, V. Tanner. Coordination scientifique de l'édition française de J. Bernard. 2006, 400 pages.

La papille optique par A. Bron, J.-F. Rouland. 2006, 304 pages.

Glaucome par C. Schnyder, A. Mermoud. 2005, 464 pages.

Diagnostic angiographique des maladies rétiniennes, 2e édition, par S.Y. Cohen, G. Quentel. 2004, 350 pages.

Les greffes en ophtalmologie par V. Borderie. 2004, 310 pages.

Chirurgie des voies lacrymales par J. Olver. Traduit de l'anglais par D. Schapiro. 2003, 172 pages.

Le Lasik : de la théorie à la pratique par D. Gatinel, T. Hoang-Xuan, 2003, 416 pages.

La cornée par G. Renard, P. Dighiero, P. Ellies, T. Than Trong. 2001, 236 pages.

Dans la même collection

Ophtalmologie en urgence, 3e édition, par E. Tuil. 2014, 472 pages.

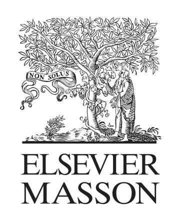
Imagerie en ophtalmologie

Coordination

Michel Puech

Conseiller scientifique

Jean-Jacques Saragoussi



ELSEVIER
MASSON



62, rue Camille-Desmoulins, 92442 Issy-les-Moulineaux cedex
www.elsevier-masson.fr
ISBN : 978-2-294-73702-2
e-ISBN : 978-2-294-73705-3

Les auteurs de l'ouvrage

Mourtaza Aimadaly,
Centre d'exploration de la Vision Rueil
4, rue des Grandes Terres, 92500 Rueil-Malmaison
Centre Explore Vision
12, rue Croix des Petits Champs, 75001 Paris

Raphaël Amar,
Hôpital américain de Paris, 63, bd Victor-Hugo, 92200 Neuilly-sur-Seine
Vysia - Clinique de la Vision
131, rue de l'Université, 75007 Paris

Georges Baikoff,
Clinique Monticelli
88, rue du Commandant-Rolland, 13008 Marseille

Christophe Baudouin,
Service d'ophtalmologie 3, Centre hospitalier national d'ophtalmologie des Quinze-Vingts, Paris et Service d'Ophtalmologie, Hôpital Ambroise Paré, AP-HP, Boulogne ;
Université de Versailles Saint-Quentin en Yvelines et
INSERM, U968, Paris, F-75012, France ; Université Pierre et Marie Curie Paris 6, UMR S 968, Institut de la Vision, 75012 Paris ; CNRS, UMR 7210, 75012, Paris

Guillaume Besombes,
CHRU de Lille
2, avenue Oscar-Lambret, 59000 Lille

Alexandre Denoyer,
Centre hospitalier national d'ophtalmologie des Quinze-Vingts, Paris
UMRS968, Institut de la Vision, UPMC, U7210 CNRS, Paris

Nathalie Deschamps,
Centre hospitalier national d'ophtalmologie des Quinze-Vingts
28, rue de Charenton, 75012 Paris

Laurence Desjardins,
Institut Curie
26, rue d'Ulm, 75005 Paris

Thomas Desmettre,
Centre de Rétine Médicale
187, rue de Menin, 59520 Marquette-Lez-Lille

Bénédicte Dupas,
Service d'ophtalmologie 3, Centre hospitalier national d'ophtalmologie des Quinze-Vingts, Paris

Adil El Maftouhi,
Centre Explore Vision
12, rue Croix des Petits Champs, 75001 Paris
et Centre hospitalier national d'ophtalmologie des Quinze-Vingts
28, rue de Charenton, 75012 Paris

Jean-Rémi Fénolland,
Service d'ophtalmologie, Hôpital du Val-de-Grâce
74, boulevard de Port-Royal, 75005 Paris

Edwige Forestier,
Centre d'exploration de la Vision Rueil
4, rue des Grandes Terres, 92500 Rueil-Malmaison
Hôtel-Dieu, 1, Place du Parvis Notre-Dame, 75004 Paris

Cati Albou-Ganem,
Vysia - Clinique de la Vision
131, rue de l'Université, 75007 Paris
Centre hospitalier national d'ophtalmologie des Quinze-Vingts
28, rue de Charenton, 75012 Paris

Damien Gatinel,
Fondation Rothschild
25–29, rue Manin, 75019 Paris

Isabelle Goemaere,
Centre hospitalier national d'ophtalmologie des Quinze-Vingts
28, rue de Charenton, 75012 Paris

Belkacem Haouchine,
Centre d'exploration de la vision Rueil
4, rue des Grandes Terres, 92500 Rueil-Malmaison
Hôpital Lariboisière, 2, rue Ambroise-Paré, 75010 Paris

Jean-Pierre Hubschman,
Jules Stein Eye Institute – UCLA
100 Stein Plaza UCLA
Los Angeles CA 90095-7000

Antoine Labbé,
Service d'ophtalmologie 3, Centre hospitalier national d'ophtalmologie des Quinze-Vingts, Paris et Service d'ophtalmologie, Hôpital Ambroise Paré, AP-HP, Boulogne ; Université de Versailles Saint-Quentin en Yvelines et
INSERM, U968, Paris, F-75012, France ; Université Pierre et Marie Curie Paris 6,
UMR S 968, Institut de la Vision, 75012 Paris ; CNRS, UMR 7210, 75012, Paris

Yves Lachkar,
Hôpital Saint-Joseph, 185, rue Raymond-Losserand, 75014 Paris

Laurent Laroche,
Centre hospitalier national d'ophtalmologie des Quinze-Vingts
28, rue de Charenton, 75012 Paris

Romain Lezé,
Fondation Rothschild
25–29, rue Manin, 75019 Paris
Centre d'exploration de la Vision Rueil
4, rue des Grandes Terres, 92500 Rueil-Malmaison

Hong Liang,
Service d'ophtalmologie 3, Centre hospitalier national d'ophtalmologie des Quinze-Vingts, Paris et INSERM, U968, Paris, F-75012, France ; Université Pierre et Marie Curie Paris 6,
UMR S 968, Institut de la Vision, 75012 Paris ; CNRS, UMR 7210, 75012, Paris

Marc Muraine,
CHU de Rouen
1, rue de Germont, 76000 Rouen

Vincent Pierre-Kahn,
Service d'ophtalmologie, Hôpital Foch Suresnes
40, rue Worth, 92151 Suresnes

et Centre Explore Vison Paris
12, rue Croix des Petits Champs, 75001 Paris

François Perrenoud,
Centre Explore Vision
12, rue Croix des Petits Champs, 75001 Paris
CHIC, 40, avenue de Verdun, 94010 Créteil

Michel Puech,
Centre Explore Vision
12, rue Croix des Petits Champs, 75001 Paris
et Centre d'Exploration de la Vision Rueil
4, rue des Grandes Terres, 92500 Rueil-Malmaison

Jean-Paul Renard,
Service d'ophtalmologie, Hôpital du Val-de-Grâce
74, boulevard de Port-Royal, 75005 Paris

Jean-François Rouland,
CHRU de Lille
2, avenue Oscar-Lambret, 59000 Lille

Jean-Jacques Saragoussi,
Vysia – Clinique de la Vision, Paris
Service d'ophtalmologie de l'Hôtel-Dieu (Pôle Cochin Hôtel-Dieu), 75004 Paris

Mickaël Sellam,
Centre d'Exploration de la Vision Rueil
4, rue des Grandes Terres, 92500 Rueil-Malmaison
et Centre hospitalier national d'ophtalmologie des Quinze-Vingts
28, rue de Charenton, 75012 Paris

Maté Streho,
Centre Explore Vision, Paris
12, rue Croix des Petits Champs, 75001 Paris
et Centre d'Exploration de la Vision, Rueil-Malmaison
4, rue des Grandes Terres, 92500 Rueil-Malmaison
et Hôpital Lariboisière
2, rue Ambroise Paré, 75010 Paris

Liem Trinh,
Centre hospitalier national d'ophtalmologie des Quinze-Vingts, 75012 Paris
Institut de la Vision, 17, rue Moreau, 75012 Paris

Avant-propos

Chers amis, chers élèves, chers confrères, il vous est offert de tenir entre vos mains un bien remarquable ouvrage. Vous étonnerez-vous qu'il me soit fort plaisant d'en partager avec vous le privilège et d'apprécier au fil des pages l'étonnante aventure dont notre discipline fut l'objet depuis que l'œil s'est offert à l'image. Une aventure certes qui vous est contemporaine mais qui pour moi-même et ceux qui vous ont précédés prit l'apparence au sein de notre discipline d'un fait quasi magique, substituant à l'imaginable l'image véritable de ce qui est. Lire enfin sur celle-ci ce que n'aurait révélé en notre temps et avec ses artefacts qu'une probable étude histologique. Ce livre que nous partageons en relate tous les prodigieux apports.

Il m'est particulièrement heureux de constater que l'initiative de sa publication en revient à Michel Puech dont je puis m'honorer qu'il fut mon élève. Il le fut aussi longtemps que dura ma présence à l'Hôtel-Dieu. Savais-je quand il vint me demander de l'inscrire en notre faculté parisienne qu'il serait non seulement le plus fidèle, le plus zélé de ceux-là ? Savais-je qu'il serait aussi l'un des plus ingénieux ? Le manipulateur talentueux des ondes échographiques, l'inventeur d'échographes à venir, l'auteur de brevets qui furent indûment et cyniquement convoités, et à ce titre le rendant d'autant plus attaché à ma personne. Savais-je enfin qu'il serait pour nous tous en ses laboratoires celui qui validerait nos hypothèses avec talent ? Mais si je le pus supposer une part de sa personne ne m'apparut cependant que plus tard celle qui fit de lui cet entrepreneur efficace, ce concepteur d'une médecine libérale modèle, riche des atouts techniques les plus récents. Au prix d'initiatives particulièrement courageuses et non dépourvues d'intentions charitables dont je fus et suis le témoin. Michel Puech en digne élève rend au centuple ce qu'il acquit auprès de nous, comme en témoigne ce beau livre et les séminaires annuels qu'il complète. Aussi m'est-il particulièrement agréable de lui dire, en cette occasion qui m'est offerte, ma reconnaissance pour tout ce qu'il nous apporta et ma fidèle affection.

Yves Pouliquen,
de l'Académie française

Préface

Une évolution ? Non, une révolution !
L'ophtalmologie, comme toute la médecine, a connu en quelques décennies de très profondes mutations : le microscope opératoire, les lasers, la phakoémulsification, les implants intraoculaires, souples, monofocaux, puis à visée réfractive, la chirurgie réfractive aux lasers, excimer puis femtoseconde, de nouvelles thérapeutiques du glaucome, puis plus récemment de la DMLA ou de l'œdème maculaire…
Tous ces progrès majeurs ont tour à tour touché les différentes sur-spécialités de l'ophtalmologie, mais aucune n'a profondément changé le visage de l'ensemble de l'ophtalmologie comme le fait depuis 15 ans la révolution numérique dans le domaine de l'imagerie.
Explosive et tentaculaire par la multiplicité et la rapidité de ses progrès et de ses améliorations, par ses multitudes de facettes et d'applications, elle ne laisse en arrière aucune des disciplines de l'ophtalmologie. Du film lacrymal au nerf optique, de la cornée à la macula, rien n'échappe à l'imagerie moderne, nul ne peut s'en passer pour traiter les maladies oculaires selon les règles d'un art définitivement modernisé.
Qui aurait pu imaginer cette immixtion, totale, incontournable et sans compromis, devant les pâles images offertes par la microscopie confocale cornéenne au début des années 1990, où les tracés approximatifs de la rétine, fournis par les premiers OCT ? Les progrès fulgurants de toutes les technologies d'imagerie et d'analyse numérique, au service de toutes nos sur-spécialités, en ont fait des outils indispensables, complétant ce que l'œil le plus exercé ne saurait voir, identifiant des mécanismes jusqu'alors invisibles, revisitant la sémiologie et la physiopathologie de maladies que nous croyions si bien connaître.
Le danger pourrait même être de voir dans le futur la machine prendre le pas sur le médecin, la cellule numérique sur l'œil, l'ordinateur sur le cerveau. Le fantasme n'est pas totalement injustifié lorsque l'injection intravitréenne est indiquée par la seule épaisseur de la rétine ou quelque exsudation sous et même dans la macula, lorsque l'iridotomie est pratiquée sous le seul contrôle de l'imagerie de l'angle, le glaucomateux uniquement suivi à l'OCT ou la décision chirurgicale prise par la simple mesure de l'opalescence cristallinienne. Les machines se sont immiscées dans toutes nos activités, elles ont infiltré tous nos secteurs d'activité, elles nous ont obligés à nous réorganiser, à investir dans des techniques de plus en plus coûteuses, à regrouper les praticiens, à déléguer certaines tâches vers nos collaborateurs orthoptistes, qui voient leur métier changer profondément et définitivement, et même dans bien des cas à créer des plateaux techniques purement

dévolus aux activités d'imagerie. À nous cependant de résister, de domestiquer la technologie, de l'empêcher de prendre le pas sur le sens diagnostique, sur le bon sens tout court, pour qu'elle continue à nous apporter fidèlement tout ce dont elle est capable, tout ce dont nous ne sommes pas nous-mêmes capables, pour le plus grand bien des patients.

Pour ne pas être dominés par la technologie, il est essentiel de bien apprendre à la maîtriser, à connaître les machines, à interpréter les images, à identifier les pièges, à ne pas être noyés par les multitudes d'indices, d'abaques, de coefficients, dont l'informatique nous abreuve sans cesse, sans nous laisser le temps de les apprivoiser et de les digérer. Un ouvrage de référence abordant, de manière pratique et didactique, toutes les nouvelles techniques d'imagerie était indispensable. Il existait déjà des livres consacrés à l'OCT, à l'échographie ou à la microscopie confocale, à la topographie cornéenne et autres aberromètres… Un ouvrage regroupant toutes les techniques d'imagerie moderne ne peut qu'avoir une place de choix dans une bibliothèque, qu'elle soit traditionnelle ou… numérique.

Pour cela Michel Puech, une référence dans le domaine de l'imagerie, ou plutôt des imageries, a réuni autour de lui les meilleurs experts de chacun des domaines de la révolution numérique. Lui-même co-inventeur de l'échographie à très haute fréquence du segment postérieur avait toute légitimité pour coordonner un tel ouvrage. Qu'il en soit remercié, ainsi que ses collaborateurs, pour cet excellent travail. Tous les auteurs s'y sont consacrés avec enthousiasme, mais peut-être n'ont-ils pas réalisé que des rééditions et des mises à jour seront certainement nécessaires au fil des progrès de l'imagerie ! La révolution est en marche, et elle n'est pas près de s'arrêter.

Christophe Baudouin,
Centre National d'Ophtalmologie des Quinze-Vingts,
Institut de la Vision, Paris

Introduction

M. Puech

L'évolution de l'imagerie en ophtalmologie bénéficie de nombreuses avancées technologiques favorisées par l'accès privilégié au globe oculaire de par sa situation superficielle.

Cette situation du globe oculaire permet, par exemple, d'utiliser l'échographie classique de 10 MHz, mais a permis aussi de développer les premières applications de l'échographie de très haute fréquence avec des sondes UBM de 50 MHz difficilement utilisables pour les organes plus profonds. De plus, tous les systèmes optiques d'exploration peuvent être utilisés pour observer le globe oculaire : l'invention de la tomographie à cohérence optique (OCT) et ses diverses applications, spécifiques à l'ophtalmologie, ont bouleversé durablement notre approche diagnostique.

Ces deux technologies, ultrasonore et OCT, utilisent le même concept d'analyse d'un faisceau de retour, après traversée des tissus, de façon à reconstruire des images, en coupe, du globe oculaire.

À l'opposé, d'autres systèmes permettent de créer des images retranscrites de façon plane comme la topographie cornéenne, la microscopie spéculaire, l'imagerie confocale, la photographie et l'angiographie…

Certains systèmes comme l'OCT peuvent donner, à partir d'une même acquisition, des retranscriptions des résultats en coupe, en plan (OCT « en face ») ou en trois dimensions.

Souvent, l'association sélective de deux types d'imagerie optimise le diagnostic et le suivi des patients, en donnant des images de référence : par exemple, les lésions pigmentées peuvent bénéficier d'une imagerie plane, photographique ou angiographique, pour la notion d'étendue de la lésion, efficacement complétée par une

imagerie en coupe, par exemple par échographie, qui donne une approche plus précise de l'épaisseur et de la structure interne de la lésion.

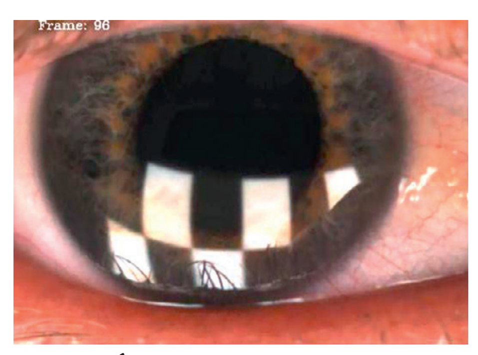
L'amélioration régulière de la résolution des système d'imagerie donne accès à des structures microscopiques et permet des diagnostics plus précoces, gage de traitements plus efficaces.

Le choix pertinent du type d'imagerie adapté à telle ou telle pathologie devient un élément clé de l'aide au diagnostic clinique, mais aussi au suivi évolutif. Toutes les composantes anatomiques du globe oculaire peuvent bénéficier d'un complément de diagnostic par imagerie.

■ 1. Le film lacrymal, premier élément essentiel de la qualité de vision, fait l'objet d'études par des systèmes d'interferrométrie et d'aberrométrie qui permettent de mieux comprendre la physiopathologie des syndromes secs et de mieux apprécier l'importance de cette interface oculaire dans la limitation de la fonction visuelle (figure I.1).

■ 2. La cornée par sa situation très superficielle bénéficie de différents moyens d'exploration :

- la topographie cornéenne, par la mesure des rayons de courbure, permet le diagnostic et le suivi des patients atteints de kératocone, des patients opérés de chirurgie réfractive ou de greffe de cornée,
- la pachymétrie est un élément important du suivi cornéen, soit dans le cadre d'une hypertonie oculaire, d'une chirurgie réfractive, soit dans le cadre d'une pathologie cornéenne comme la cornea guttata. Les appareils OCT, les topographes d'élévation et les appareils par ultrasons permettent cette mesure de l'épaisseur cornéenne,
- une approche plus qualitative de la cornée peut être obtenue par microscopie confocale, pour l'analyse microscopique des différentes structures cornéennes, par microscopie spéculaire, pour l'analyse de l'endothélium cornéen (figure I.2) et, par OCT et UBM, pour les images en coupe de la cornée (figure I.3).



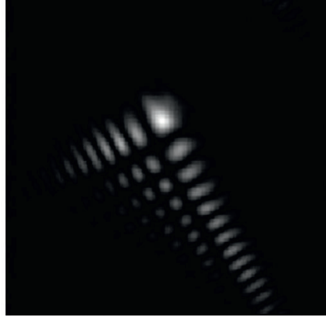


Figure I.1. Étude de la qualité du film lacrymal par interférométrie et analyse aberrométrique.

Figure I.2. Imagerie plane de la cornée avec des relevés en topographie cornéenne de rayons de courbure, en cartographie pachymétrique, en microscopie confocale et en microscopie spéculaire.

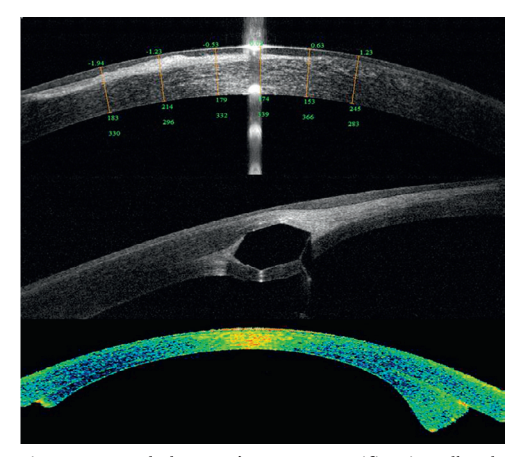


Figure I.3. Imagerie en coupe de la cornée avec quantification d'un haze après LASIK, analyse d'un anneau intracornéen et surveillance d'une greffe cornéenne postérieure.

■ 3. Le cristallin correspond au deuxième élément optique majeur du système oculaire avec ses anomalies qui entraînent souvent une limitation de la qualité de vision :

- la perte de transparence du cristallin, ou son mauvais positionnement, peuvent être observés par échographie, UBM, Scheimpflug caméra ou OCT (figure I.4),
- les implants intra-oculaires peuvent bénéficier d'une imagerie de contrôle soit, après chirurgie de la cataracte, soit après chirurgie par implantation phake. Différents systèmes optiques peuvent être utilisés (OCT, Scheimpflug caméra…), mais l'échographie par UBM donne une meilleure visualisation des structures en arrière de l'iris (figure I.5).

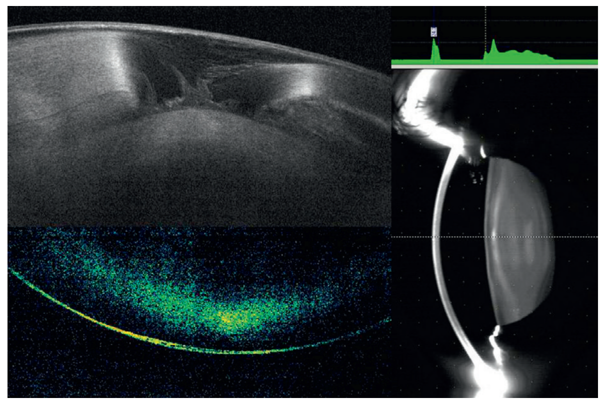


Figure I.4. Analyse en OCT et Scheimpflug caméra de différentes opacités cristaliniennes.

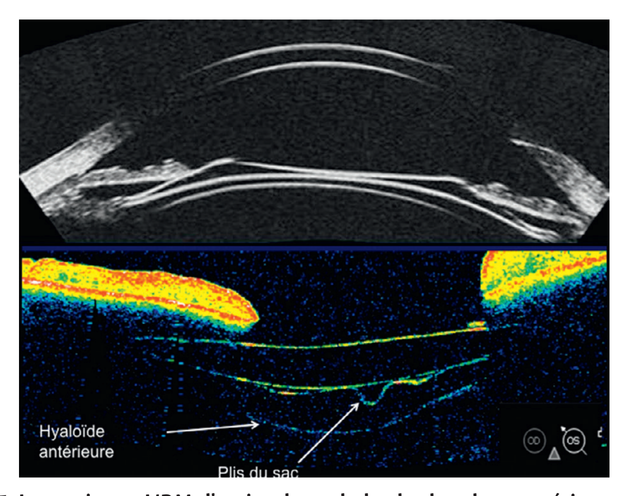


Figure I.5. Imagerie par UBM d'un implant phake de chambre postérieure et par OCT d'un plissement de la capsulaire postérieure d'un patient pseudophake.

■ 4. L'aberrométrie prend progressivement sa place dans le panel des appareils d'imagerie moderne en traduisant, en images, des mesures complexes, liées aux aberrations optiques du globe oculaire. Les aberrations principales sont liées aux trois éléments principaux du système optique oculaire : le film lacrymal, la cornée et le cristallin.

L'analyse aberrométrique, en cas de chirurgie réfractive ou en cas de chirurgie du cristallin, donne une approche fine des défauts de confort visuel de chaque patient avec détermination des éléments d'aberration externe ou interne (figure I.6).

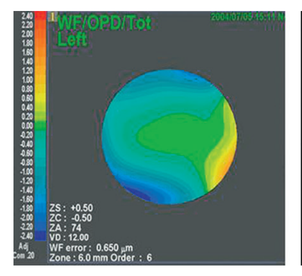
■ 5. L'angle iridocornéen, par sa structure complexe, réunissant la cornée, la sclère, le corps ciliaire et l'iris, représente un enjeu clinique important. L'imagerie de l'angle par OCT en domaine spectral, avec sa très haute résolution, et par UBM, avec son excellente pénétration au travers de l'iris, est un outil très précieux en cas de risque de glaucome par fermeture de l'angle, de chirurgie filtrante ou de tumeur irido-ciliaire (figure I.7).

■ 6. La périphérie rétinienne est une région parfois mal visualisée en pratique courante; l'imagerie, notamment par rétinographie, rétinographie grand champ, par échographie et par UBM permet de dépasser les limitations des appareils optiques d'exploration ou les limitations liées à la perte de transparence des milieux.

Les lésions pigmentées, les anomalies de la jonction vitréo-rétinienne, les décollements de rétine, les anomalies vasculaires de la périphérie peuvent bénéficier d'un suivi par imagerie (figure I.8).

■ 7. La région maculaire, pour son rôle primordial dans les performances visuelles, fait l'objet de nombreuses explorations par imagerie. L'OCT, pour sa très haute résolution, et l'échographie, pour son intérêt en cas de perte de transparence des milieux, donnent une excellente approche de la macula et de ses anomalies comme en cas de DMLA, de membrane épimaculaire, de trou maculaire… (figure I.9).

■ 8. La papille ou tête du nerf optique fait l'objet d'analyses, de plus en plus fines, par les appareils OCT récents, avec visualisation des structures de la papille, prise de mesure de l'excavation papillaire et analyse de la qualité de l'anneau neurorétinien. En cas de druses de la papille, l'échographie permet un diagnostic précis (figure I.10).



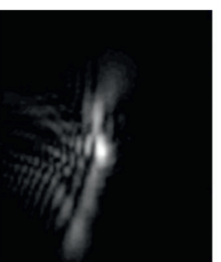
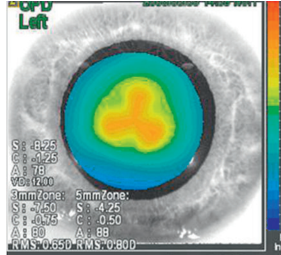



Figure I.6. L'analyse aberrométrique peut être exprimée de différentes façons (erreur du front d'ondes, PSF...) et peut être utile avant et après chirurgie.

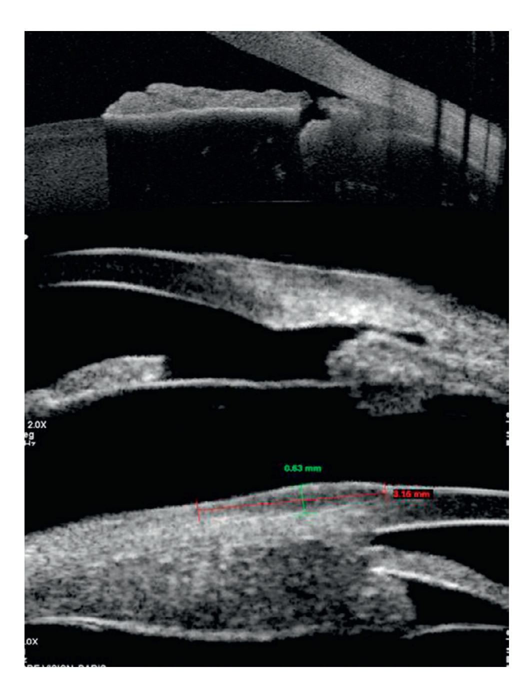


Figure I.7. Imagerie de l'angle par OCT et UBM avec surveillance de l'efficacité d'une iridotomie périphérique, d'une trabéculectomie et mesure d'un mélanome ciliaire avec extériorisation.

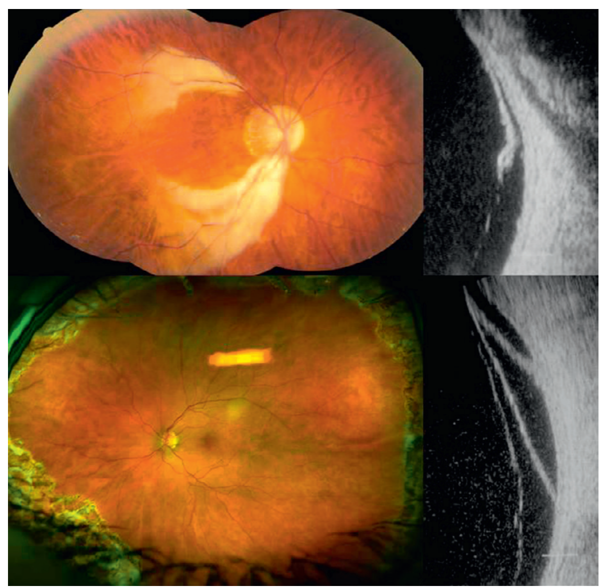


Figure I.8. Clichés couleurs par mosaïque et par imagerie grand champ avec images en coupe par échographie de 20 MHz d'une déchirure de rétine et de différentes membranes décollées (DPV, rétinoschisis et décollement de rétine).

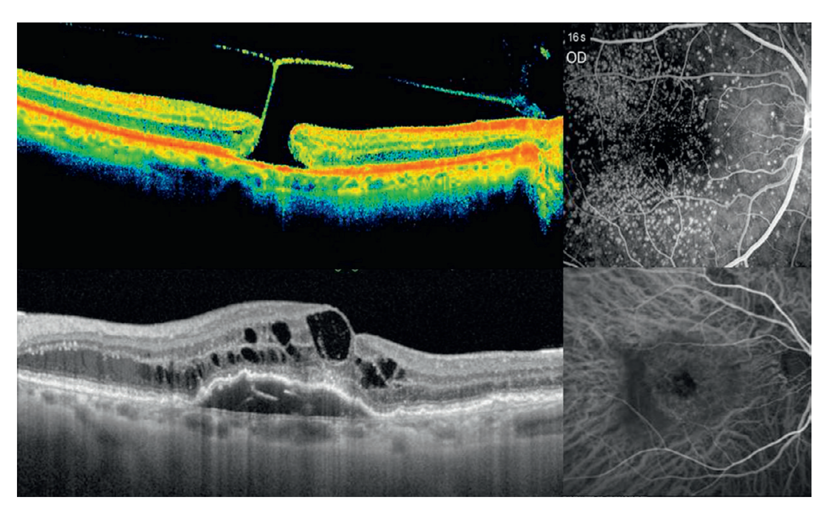


Figure I.9. Différentes situations maculaires observées par OCT, angiographie et ICG.

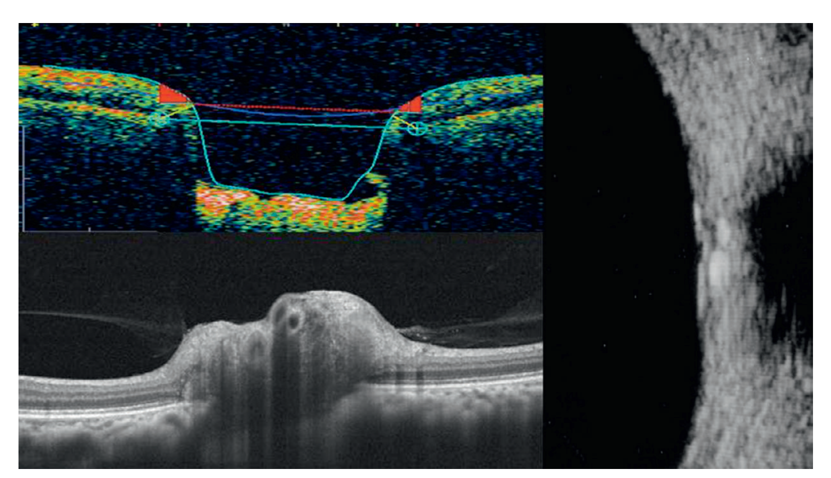


Figure I.10. Imagerie en coupe de la papille par OCT et échographie avec analyse et mesure de l'excavation papillaire et de druses de la papille visibles en OCT et échographie.

Les photographies couleurs sont très utiles pour aborder les anomalies de coloration de la papille, soit par atteinte neurologique, soit par atteinte glaucomateuse, soit par la présence d'une lésion pigmentée associée.
Les nouveaux développements de l'angio-OCT laissent entrevoir une sémiologie revisitée des atteintes papillaires (figure I.11).

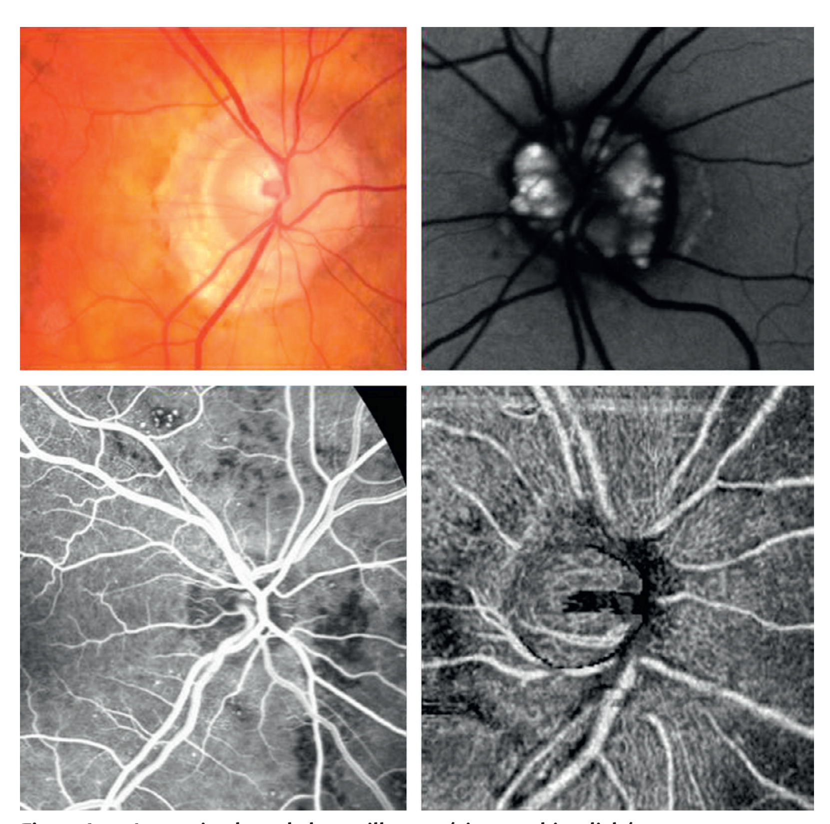


Figure I.11. Imagerie plane de la papille par rétinographie, cliché en autofluorescence, angiographie classique et OCT angiographie.

■ 9. Les fibres optiques péripapillaires ou les fibres ganglionnaires peuvent être mesurées par les appareils OCT avec une approche structurelle permettant un suivi des patients atteints de glaucome. Cette approche, complémentaire de l'analyse de la fonction du nerf optique, fait partie intégrante du diagnostic et du suivi de la maladie glaucomateuse avec des progrès rapides dans les mesures proposées par les différents OCT (figure I.12).

■ 10. Le diagnostic et le suivi des tumeurs oculaires bénéficient de la complémentarité entre l'examen clinique et le bilan par imagerie. En fonction de la localisation de la tumeur, différents appareils d'imagerie peuvent être utilisés avec, en premier lieu, des photographies couleurs complétées soit par une angiographie, soit par une échographie. L'UBM prend toute sa place pour le suivi des lésions ciliaires, peu accessibles par les autres moyens d'exploration. Il semble préférable de recouper les informations données par les imageries planes pour l'étendue des lésions (figure I.13) et l'imagerie en coupe pour l'épaisseur et la structure des lésions (figure I.14).

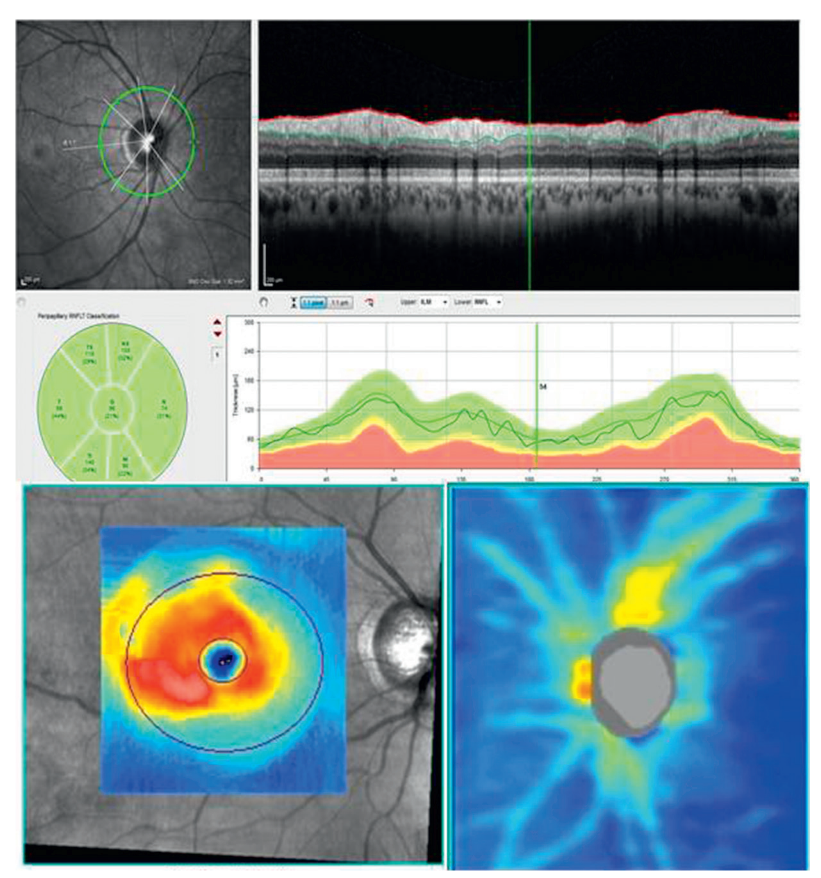


Figure I.12. Imagerie par OCT avec différentes représentations de l'épaisseur des fibres optiques péripapillaires et des fibres ganglionnaires maculaires.

■ 11. L'évolution des systèmes d'imagerie et leur complémentarité avec l'examen clinique poussent à des développements nouveaux, en proposant, de façon de plus en plus ergonomique, un apport de l'imagerie dans la salle d'opération par le biais du microscope opératoire. De plus en plus de solutions apparaissent avec des système de superposition d'images sur le segment antérieur (figure I.15) ou le segment postérieur (figure I.16) correspondant à une technologie appelée réalité augmentée. Il est possible d'utiliser soit des images prises avant la chirurgie soit, avec les appareils les plus récents, des images prises en direct lors de la chirurgie, le plus souvent par OCT ou Scheimplug caméra.
En conclusion, l'ophtalmologie moderne intègre de plus en plus l'imagerie au sein des structures de consultation pour optimiser les diagnostics et l'efficacité de nos soins. Cependant, l'accélération des solutions techniques et leur obsolescence

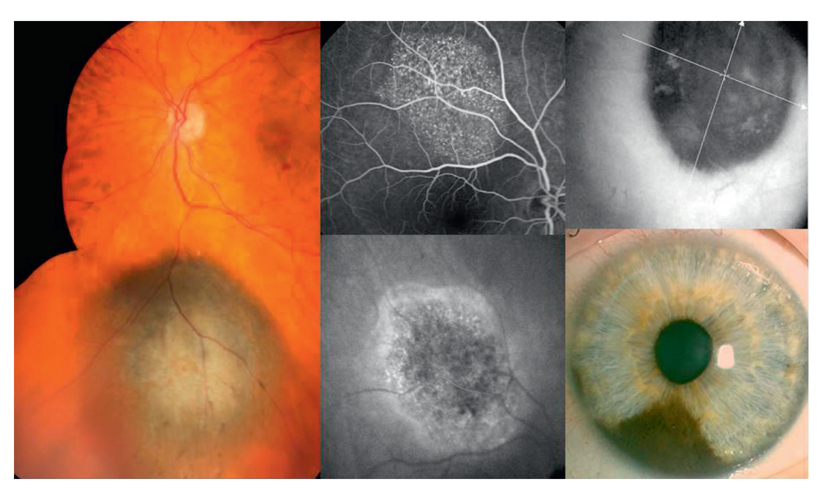


Figure I.13. Imagerie plane de tumeurs oculaires avec des photographies couleurs, des images en angiographie, en ICG et en OCT « de face ».

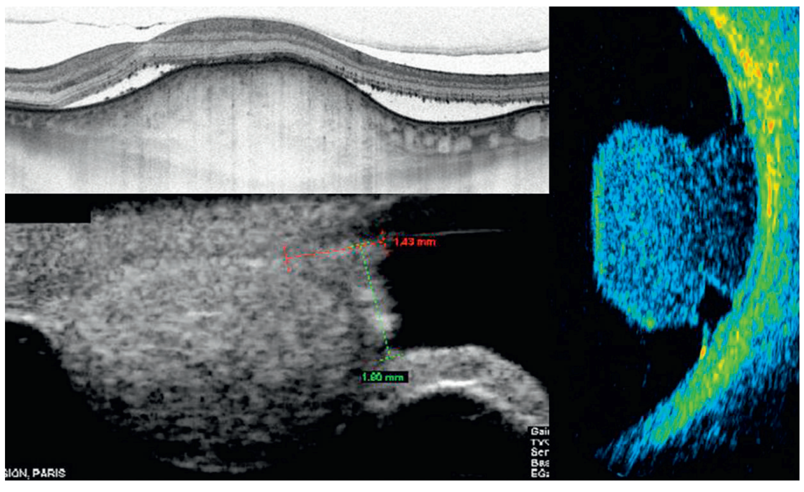


Figure I.14. Imagerie en coupe de différentes lésions tumorales en OCT de dernière génération, en échographie de 20 MHz pour le segment postérieur et en UBM pour le corps ciliaire.

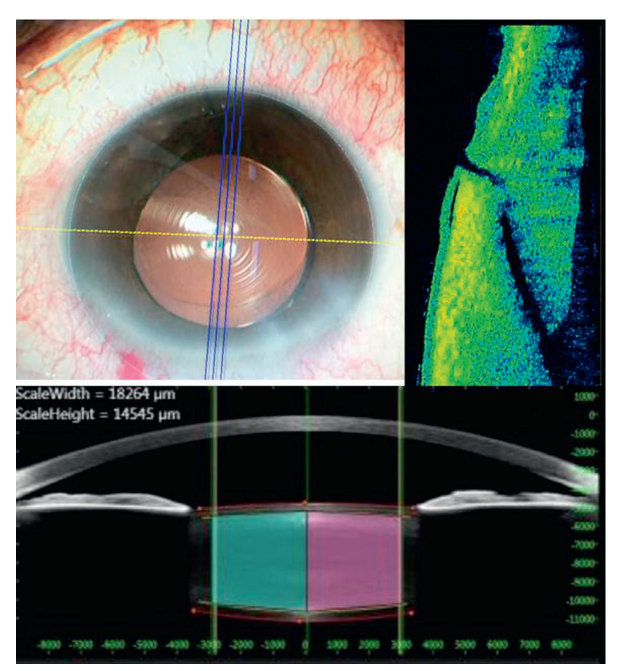


Figure I.15. Exemple de réalité augmentée appliquée à la chirurgie du segment antérieur avec aide au positionnement des implants toriques, analyse par OCT peropératoire de l'incision cornéenne et préparation d'une procédure de Femto-cataracte.

rapide poussent à de nouvelles organisations avec création de plateaux techniques lourds, en matériel d'imagerie, par regroupement nécessaire de moyens.

L'accélération des connaissances et la multiplicité des approches par les différents appareils d'imagerie nous incitent à mieux maîtriser cette part importante de notre activité quotidienne.

Ce livre est une synthèse des différentes approches possibles de l'imagerie pour chaque partie du globe oculaire avec l'objectif de préciser les indications et les limites de chaque appareil.

Par une meilleure maîtrise de l'imagerie en ophtalmologie, il nous est possible de découvrir des champs d'application nouveaux, de découvrir des anomalies oculaire plus précocement, de mieux comprendre la physiopathologie oculaire et surtout de mieux expliquer à nos patients les enjeux de notre action de suivi ou de traitement.

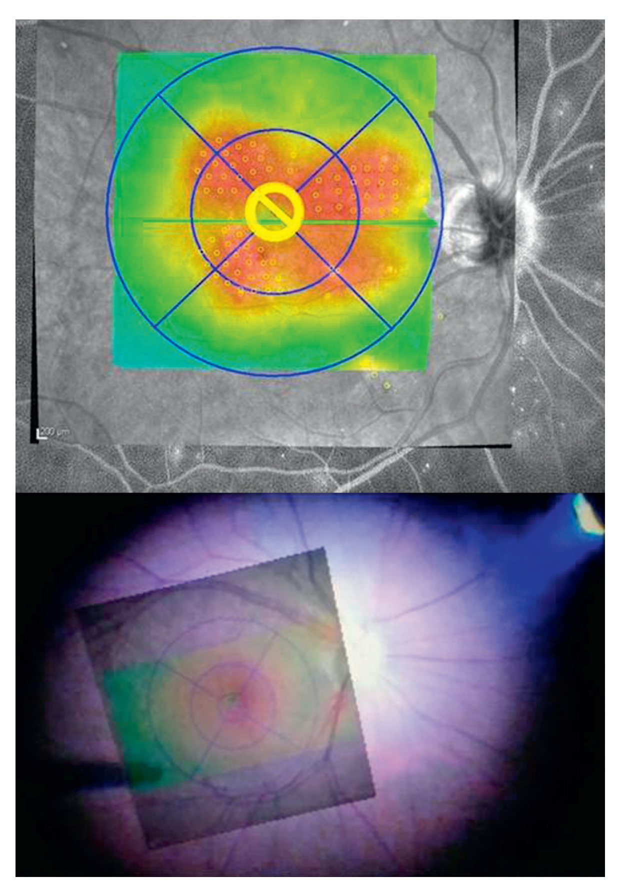


Figure I.16. Exemples de réalité augmentée pour guider un traitement par laser maculaire et montrant la superposition d'une cartographie d'épaisseur maculaire par OCT en peropératoire lors d'une chirurgie maculaire.

La place de l'imagerie oculaire, en complément de l'examen clinique, transforme progressivement mais irrémédiablement notre pratique de l'ophtalmologie en améliorant notre efficacité vis-à-vis de nos patients.
L'imagerie oculaire moderne nous permet de découvrir de nouvelles approches diagnostiques en améliorant notre compréhension des mécanismes physiopathologiques avec un rôle important dans l'explication de ces pathologies vis-à-vis de nos patients.

CHAPITRE

1

Imagerie du film lacrymal

C. Albou-Ganem, R. Amar

Points forts

- L'analyse des déficits du film lacrymal par mesure d'osmolarité ou par mesure de la composante lipidique permet une meilleure approche du syndrome sec.
- L'importance de la sécrétion des glandes de Meibomius pour la stabilité du film lipidique peut être observée à la lampe à fente.
- La qualité du clignement palpébral est un des éléments à prendre en compte.

Limites

- La sécheresse oculaire est un mécanisme multifactoriel qui nécessite une analyse complexe de différents facteurs en fonction du stade évolutif.
- L'atrophie des glandes de Meibomius représente un élément défavorable.

Introduction

L'imagerie du film lacrymal est en évolution récente avec l'objectif de mieux quantifier la sécheresse oculaire et de guider les réponses thérapeutiques possibles.
Les tests classiques pratiqués à la lampe à fente, comme le test de Schirmer qui quantifie l'importance de la sécrétion lacrymale totale, le *break-up time* (BUT) qui donne une approche de la résistance du film lacrymal à l'évaporation, sont relayés, depuis peu, par des tests plus sophistiqués comme la mesure de l'osmolarité du film lacrymal ou l'interférométrie.
L'évolution des techniques d'imagerie permet d'utiliser l'interférométrie pour quantifier l'épaisseur de la couche lipidique du film lacrymal. Cette composante, par rapport à la composante aqueuse, est un élément essentiel pour la résistance du film lacrymal à l'évaporation.

Éléments du syndrome sec

L'évolution du film lacrymal vers un syndrome sec pénalisant pour les patients se fait par réduction de la quantité et de la qualité du film lacrymal.
La stabilité du film lacrymal est dépendante de l'épaisseur du film lipidique qui joue un rôle important dans l'osmolarité des larmes et la résistance du film lacrymal à l'évaporation entre deux clignements des paupières.
La source principale du film lipidique vient des glandes de Meibomius qui sont réparties le long des paupières et sécrètent leur composante lipidique par les orifices d'évacuation situés sur le bord des paupières.
Il existe une corrélation directe entre la réduction de la fonction des glandes de Meibomius et l'apparition d'un syndrome sec. L'hyposécrétion des glandes de Meibomius se traduit par un accroissement de l'évaporation, une hyperosmolarité et une instabilité du film lacrymal, un syndrome sec oculaire par évaporation et atteinte inflammatoire de la surface oculaire.
La prise en charge de cette composante du syndrome sec peut être effectuée par un bilan de la fonction excrétrice des glandes de Meibomius, afin de mieux préciser le stade d'atteinte et les traitements les plus adaptés. L'analyse de la qualité et de la fréquence du clignement des paupières fait aussi partie du bilan.
L'apport de l'imagerie peut se faire au niveau de l'analyse de la composante lipidique du film lacrymal, de la sécrétion du meibum et de la qualité du clignement.

Analyse de la composante lipidique du film lacrymal

L'analyse de la composante lipidique du film lacrymal fait l'objet de quelques tests cliniques comme le *break-up time*, ou la mesure de l'osmolarité qui varie en fonc-

tion de la composition du film lacrymal [1, 2]. L'osmolarité du film lacrymal peut être mesurée avec l'appareil TearLab™.
La possibilité récente d'analyser le film lacrymal avec une quantification de l'épaisseur du film lipidique par interférométrie semble apporter un élément utile dans la compréhension des différents stades du syndrome sec.

Interférométrie de la surface oculaire

L'épaisseur de la couche lipidique du film lacrymal peut être mesurée par interférométrie avec analyse in situ d'images digitales comme avec l'appareil LipiView™ (TearScience). L'examen est réalisé par un enregistrement vidéo de 20 secondes pour chaque œil. L'interface tactile facilite l'utilisation.

Méthode de mesure

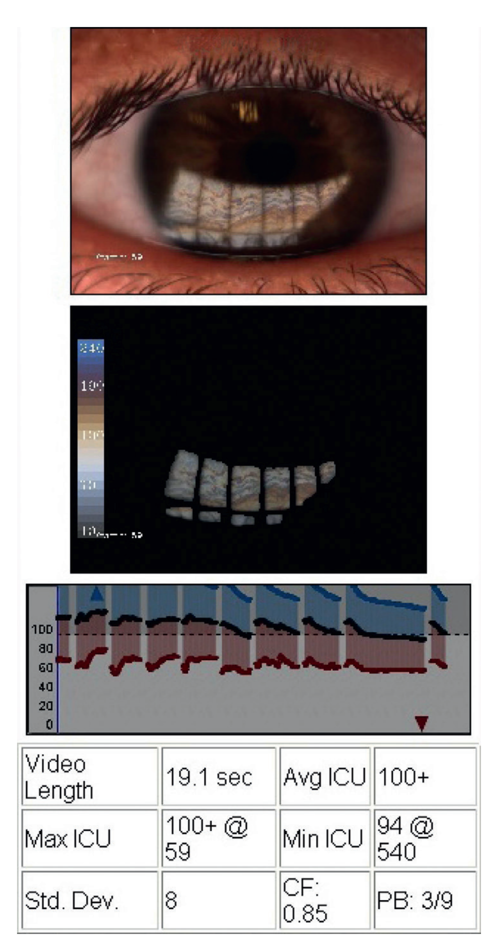
Le système informatique capture et optimise le tracé d'interférence et affiche un profil correspondant à un codage de couleur d'interférométrie qui est évaluée en unités de couleur interférométriques (UCI). Une UCI pour l'interféromètre LipiView™ est définie comme le codage couleur résultant du tracé d'interférence constaté à la surface du film lacrymal. Les UCI mesurées peuvent varier de 0 à 240, avec une précision d'1 UCI (1 UCI équivaut à 1 nanomètre).

Épaisseur de la couche lipidique

L'épaisseur de la couche lipidique du film lacrymal est considérée comme normale lorsqu'elle est supérieure à 100 nm (figure 1.1), et insuffisante lorsqu'elle est inférieure à 60 nm (figures 1.2 et 1.3).
Les études ont confirmé la corrélation entre l'épaisseur de la couche lipidique mesurée et les symptômes de sécheresse oculaire [3, 4].

Mesure de la fonctionnalité des glandes de Meibomius

L'étude de la fonctionnalité des glandes de Meibomius se fait par observation à la lampe à fente de la sécrétion des canaux d'évacuation des glandes de Meibomius lorsque la paupière est soumise à une pression souvent exercée par le doigt de l'examinateur.
Plusieurs stades évolutifs dans le dysfonctionnement de la sécrétion de ces glandes ont été décrits de façon croissante avec soit une sécrétion transparente d'aspect normal (figure 1.4), soit une sécrétion légèrement colorée en jaune, la présence de concrétions, l'obturation des canaux avec relief blanchâtre sans sécrétion puis le stade d'atrophie sans aucune sécrétion visible.



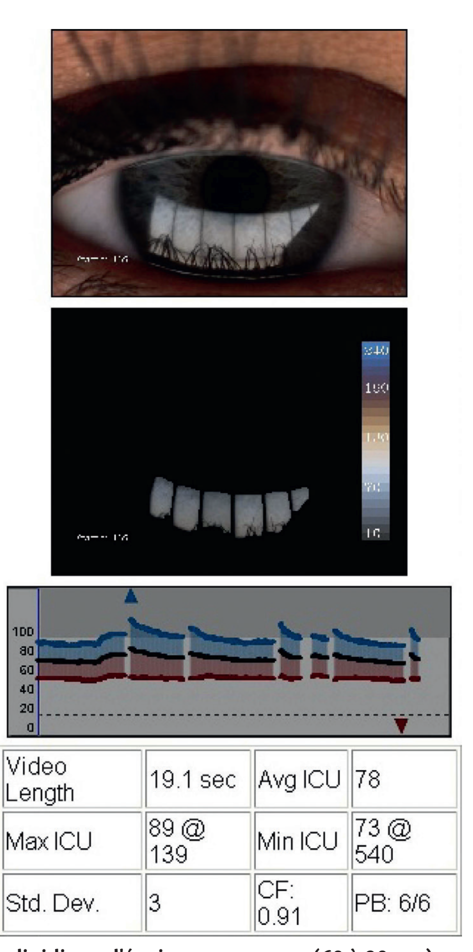
Video Length	19.1 sec	Avg ICU	100+
Max ICU	100+ @ 59	Min ICU	94 @ 540
Std. Dev.	8	CF: 0.85	PB: 3/9

Figure 1.1. Analyse d'une couche lipidique qui reste dans les valeurs normales (>100 nm).

Cette analyse peut être standardisée par un instrument de pression avec ressort appelé MGE (*Meibomian Gland Evaluator*) (figure 1.5).

Le MGE exerce une pression calibrée simulant la pression de l'orbiculaire lors de l'occlusion palpébrale (1 g/mm^2).

Quelques études ont montré une corrélation entre le nombre de glandes fonctionnelles, mesurée avec le MGE, et les symptômes de sécheresse oculaire [5].



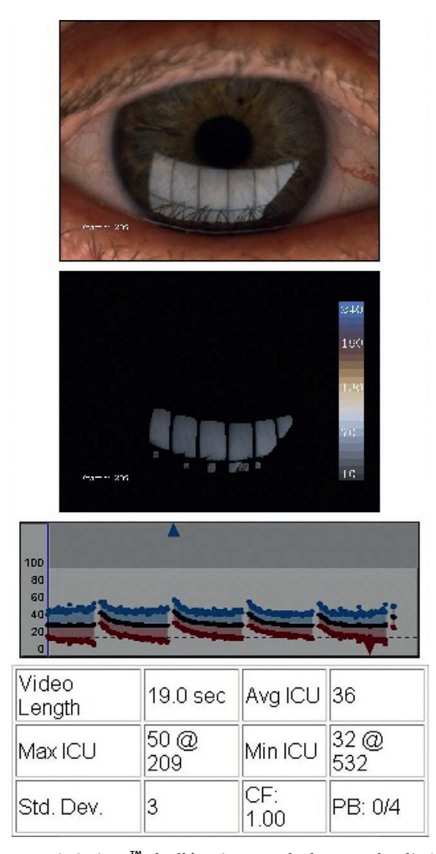
Video Length	19.1 sec	Avg ICU	78
Max ICU	89 @ 139	Min ICU	73 @ 540
Std. Dev.	3	CF: 0.91	PB: 6/6

Figure 1.2. Couche lipidique d'épaisseur moyenne (60 à 90 nm).

Analyse du clignement palpébral

Il existe une importante interaction entre la qualité du film lacrymal d'une part et, d'autre part, la qualité et la fréquence du clignement de paupières. Chaque clignement des paupières répartit le film lacrymal sur la surface oculaire et réalise une homogénéisation de la répartition du film lipidique.

Les irrégularités d'évaporation du film lacrymal sont observées à la lampe à fente par le BUT.



Video Length	19.0 sec	Avg ICU	36
Max ICU	50 @ 209	Min ICU	32 @ 532
Std. Dev.	3	CF: 1.00	PB: 0/4

Figure 1.3. Analyse par LipiView™ de l'épaisseur de la couche lipidique du film lacrymal : dans cet exemple l'épaisseur est insuffisante (< 60 nm).



Figure 1.4. Aspect de glandes de Meibomius fonctionnelles produisant une sécrétion lipidique claire et liquide mais avec peu de glandes fonctionnelles dans le cadre d'une atteinte modérée.

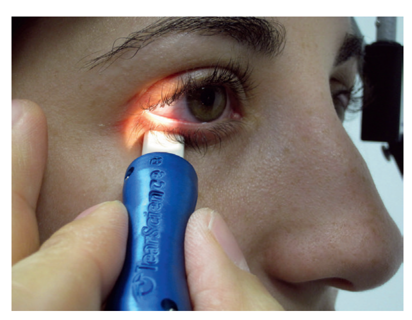


Figure 1.5. Examen de la fonctionalité des glandes de Meibomius avec l'instrument de pression palpébrale calibré (MGE).

L'apparition d'un syndrome sec oculaire se traduit le plus souvent par une augmentation de la fréquence de clignement pour compenser la mauvaise qualité du film lacrymal.

L'analyse de la fréquence du clignement mais aussi de sa qualité permet une meilleure approche de ce phénomène physiopathologique. Un clignement de paupière incomplet peut laisser une partie du film lacrymal moins bien rechargée en lipides entretenant ainsi une fréquence de clignement plus élevée. La prise de conscience de cette malocclusion palpébrale lors du clignement peut faire proposer des mouvements de rééducation du clignement des paupières.

L'appareil LipiView™ permet de compter le nombre de clignements incomplets sur la période d'enregistrement et de visualiser le degré de mauvaise occlusion de chaque clignement (figures 1.6 et 1.7).

Analyse du retentissement de la sécheresse oculaire sur le confort visuel par aberrométrie

L'interface entre l'air et le film lacrymal est très importante d'un point de vue optique pour la qualité du confort visuel du patient. La détérioration du film lacrymal, en cas de sécheresse oculaire par exemple, peut entraîner une perte du confort visuel. Le retentissement sur la fonction visuelle peut être observé et quantifié par différents appareils qui mesurent les aberrations du système visuel. Avec les appareils d'aberrométrie actuels, il est possible de mesurer l'indice de diffusion de la lumière à travers les différents dioptres oculaires et d'évaluer l'impact de ce phénomène de diffusion sur la qualité de vision des patients. Par exemple, l'appareil HD Analyser™ (Visiometrics, Espagne) permet de mesurer l'impact de la sécheresse oculaire par le biais d'un indice appelé OSI (*Ocular Scaterring Index*) (figures 1.8 et 1.9).

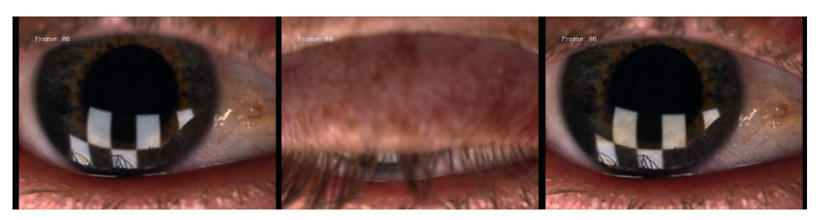


Figure 1.6. Aspect de clignement palpébral incomplet : sur le cliché central, la fermeture palpébrale est incomplète.

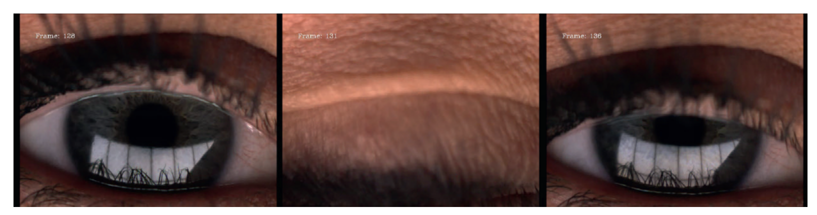


Figure 1.7. Aspect de clignement palpébral complet : sur le cliché central, les deux bords des paupières se rejoignent avec fermeture complète de la fente palpébrale.

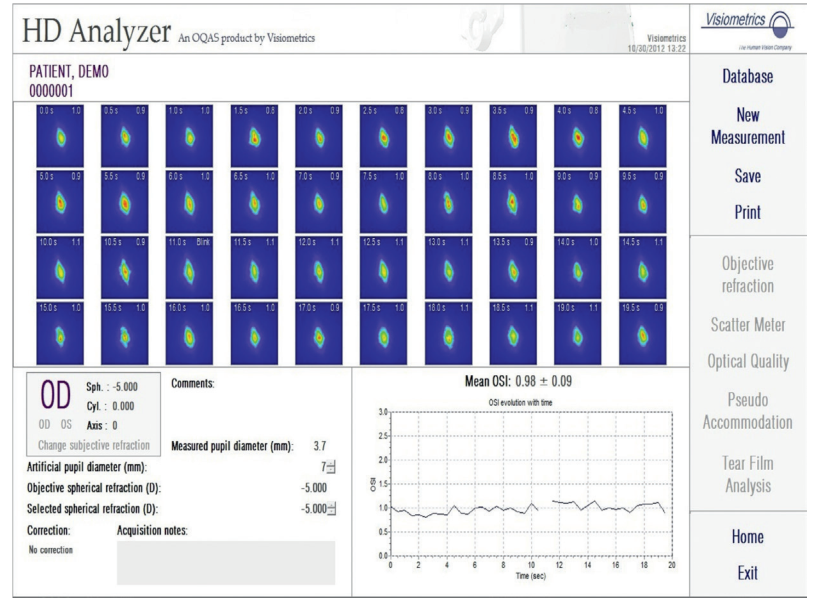


Figure 1.8. Analyse par HD Analyser™ de l'aberrométrie sur 20 secondes avec index de fluctuation nommé OSI d'une valeur de 0,98.

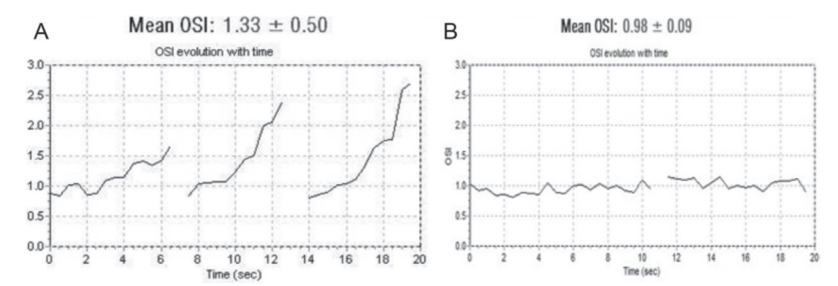


Figure 1.9. Analyse de l'indice aberrométrique OSI durant 20 secondes pour deux patients.
A. Chez un patient atteint de sécheresse oculaire la courbe évolue en dents de scie avec plusieurs interruptions liées aux clignements des paupières. L'indice moyen OSI est plus élevé à 1,33. B. Chez un patient ne présentant pas de sécheresse oculaire : la courbe évolutive de l'indice OSI est assez régulière avec un clignement entraînant une interruption de la courbe et bonne stabilité de l'indice sur tout le tracé : la valeur moyenne de l'OSI est de 0,98.

D'autres interféromètres peuvent être utilisés avec leurs spécificités respectives qui sont développées dans le chapitre suivant.

Conclusion

La qualité du film lacrymal est un élément important du confort visuel. La détérioration du film lacrymal, comme dans les syndromes secs oculaires, entraîne un retentissement plus ou moins marqué sur la fonction visuelle, mais également un inconfort pouvant se révéler très significatif pour le patient.
L'analyse de la qualité du film lacrymal avec sa composante lipidique représente un élément important du bilan de sécheresse oculaire. La possibilité de mesurer l'épaisseur de la composante lipidique du film lacrymal, d'analyser la sécrétion des glandes de Meibomius et de mieux comprendre la dynamique du clignement palpébral représente des éléments importants à prendre en compte pour adapter la réponse thérapeutique.

Références

[1] Lemp MA, Bron AJ, Baudouin C, Benítez Del Castillo JM, Geffen D, Tauber J, et al. Tear osmolarity in the diagnosis and management of dry eye disease. Am J Ophthalmol 2011; 151 : 792–8.
[2] Labbé A, Brignole-Baudouin F, Baudouin C. Ocular surface investigations in dry eye. J Fr Ophtalmol 2007; 30 : 76–97.
[3] Blackie CA, Solomon JD, Scaffidi RC, Greiner JV, Lemp MA, Korb DR. The relationship between dry eye symptoms and lipid layer thickness. Cornea 2009; 28 : 789–94.

[4] Eom Y, Lee JS, Kang SY, Kim HM, Song JS. Correlation between quantitative measurements of tear film lipid layer thickness and meibomian gland loss in patients with obstructive meibomian gland dysfunction and normal controls. Am J Ophthalmol 2013 ; 155 : 1104–10.
[5] Korb DR, Blackie CA. Meibomian gland diagnostic expressibility : correlation with dry eye symptoms and gland location. Cornea 2008 ; 27 : 1142–7.

CHAPITRE 2

Aberrométrie et film lacrymal

A. Denoyer, N. Deschamps, C. Baudouin

Points forts

- Le film lacrymal, première interface entre l'air et la cornée, conditionne de façon importante les propriétés optiques oculaires.
- L'analyse dynamique des aberrations optiques entre chaque clignement quantifie l'impact de la dynamique lacrymale sur la qualité de la vision.
- La mesure décomposée des aberrations d'origine cornéenne et totales permet de mieux comprendre les phénomènes optiques mis en jeu au cours de la sécheresse oculaire.

Limites

- L'aberrométrie dynamique est une méthode d'évaluation récente et en développement.
- Certains index pertinents semblent émerger aujourd'hui mais leur rôle en pratique clinique reste à définir.

Imagerie en ophtalmologie

Pourquoi faut-il aujourd'hui repenser les indices d'évaluation de la sécheresse oculaire ?

Les troubles chroniques de la surface oculaire, au premier rang desquels figure le syndrome sec, constituent un motif fréquent de consultation en ophtalmologie. La sécheresse oculaire concernerait 5 à 30 % de la population en fonction des critères diagnostiques retenus [1]. C'est une pathologie d'une grande variabilité en termes de signes et symptômes, mais en pratique clinique la majorité des patients souffrent d'un inconfort oculaire associé à des troubles de la fonction visuelle qui affectent leur qualité de vie au quotidien. Tout praticien confronté à des patients souffrant de sécheresse oculaire mesure combien la principale difficulté de prise en charge est liée à la variabilité des symptômes et à la faible corrélation entre l'examen clinique, les examens complémentaires et la dégradation de la qualité de vision et de vie rapportée par les patients. Ainsi, il est aujourd'hui essentiel d'identifier un ou quelques biomarqueurs importants de sécheresse oculaire qui permettraient d'évaluer la sévérité de l'atteinte, d'une part, et l'efficacité des mesures thérapeutiques mises en œuvre d'autre part, que ce soit pour la prise en charge quotidienne de nos patients comme dans le cadre d'études cliniques multicentriques.

Un biomarqueur idéal doit être objectif, fiable, reproductible et doit refléter l'intégralité de la pathologie. Brièvement, (i) les données de l'examen clinique sont aujourd'hui insuffisantes, (ii) les index de qualité de vision/vie spécifiquement dédiés à la sécheresse oculaire se heurtent à la variabilité et la subjectivité des mesures obtenues, et (iii) les tests d'inflammation (HLA-DR, MMP-9) et d'osmolarité ne sont pas facilement réalisables en routine. La sensibilité aux contrastes est un examen beaucoup plus informatif, mais il demeure semi-quantitatif, subjectif, et nécessite un certain plateau technique avec un temps d'examen assez long. Ainsi, l'idée d'utiliser l'aberrométrie pour l'évaluation de la fonction visuelle dans le cadre de la sécheresse oculaire s'est peu à peu développée.

Aberrométrie et sécheresse oculaire : un mariage évident ?

Influence du film lacrymal sur la qualité de vision

Dans ce chapitre, nous n'envisagerons pas les patients atteints de sécheresse sévère qui présentent des altérations majeures de l'épithélium cornéen central naturellement associées à une baisse directe de l'acuité visuelle. Cette population de cas rares et graves relève de consultations spécialisées et sa problématique dépasse celle des symptômes associés à la qualité de vision. L'épidémiologie nous apprend qu'environ 95 % des cas de sécheresse associent une altération

de la qualité de vision à une altération qualitative voire quantitative du film lacrymal, avec ou sans quelques altérations épithéliales cornéennes en périphérie inférieure [2].

Le film lacrymal précornéen constitue la première interface optique entre le milieu extérieur et le dioptre oculaire. Ainsi, ses caractéristiques conditionnent de façon importante les propriétés optiques de l'œil du fait de la grande variation d'indice optique entre l'air et le milieu aqueux. Un amincissement homogène du film lacrymal a peu d'effets optiques, alors que les défauts d'étalement et les irrégularités du film nuisent significativement à la qualité de vision. Ainsi, quelle que soit l'origine de la sécheresse oculaire, l'instabilité pathologique du film lacrymal introduit des aberrations optiques qui dégradent la qualité de l'image projetée sur la rétine [3–5].

Nécessité de méthodes d'analyse dynamique

La principale difficulté rencontrée au cours de l'évaluation du film lacrymal repose sur son aspect dynamique. Le film lacrymal passe par plusieurs phases entre deux clignements des paupières : immédiatement après le clignement palpébral, un ménisque de larme se forme et se repartit sur la totalité de la surface cornéenne de façon uniforme, puis il s'amincit progressivement et se rompt en laissant des zones asséchées sur la cornée qui s'étalent progressivement jusqu'au clignement palpébral suivant. Ces variations temporelles du film lacrymal rendent difficiles les explorations complémentaires statiques et nécessitent ainsi le recours à des méthodes d'enregistrement continu ou discontinu afin d'en étudier la composante variable et son influence sur la qualité de vision en temps réel [6–8].

La dynamique lacrymale peut être étudiée selon différentes approches. L'examen clinique, i.e. le temps de rupture du film lacrymal, fournit peu d'informations sur la sévérité de l'atteinte, et encore moins sur la dégradation de la qualité de vision. La topographie et la vidéokératoscopie renseignent sur l'architecture du film lacrymal – cartographie de l'épaisseur et variations dans le temps – de laquelle il est possible mathématiquement d'extrapoler certaines propriétés optiques, bien que cela demeure une mesure indirecte (cf. infra). L'interférométrie, quant à elle, définit des indices de quantité et de qualité du film lacrymal, mais n'offre pas d'analyse optique directe.

Le développement de l'aberrométrie, originellement porté par l'essor de la chirurgie réfractive, trouve ainsi, depuis peu, une nouvelle application dans l'évaluation de la qualité de vision au cours de certaines affections comme la sécheresse oculaire [9]. Les aberromètres permettent de quantifier les perturbations visuelles induites par les aberrations d'ordre élevé telles que celles créées par l'instabilité lacrymale. Ainsi, les modifications temporelles des aberrations d'ordre élevé après un clignement palpébral peuvent apparaître comme des éléments caractéristiques de l'instabilité lacrymale liée à la sécheresse oculaire (figure 2.1).

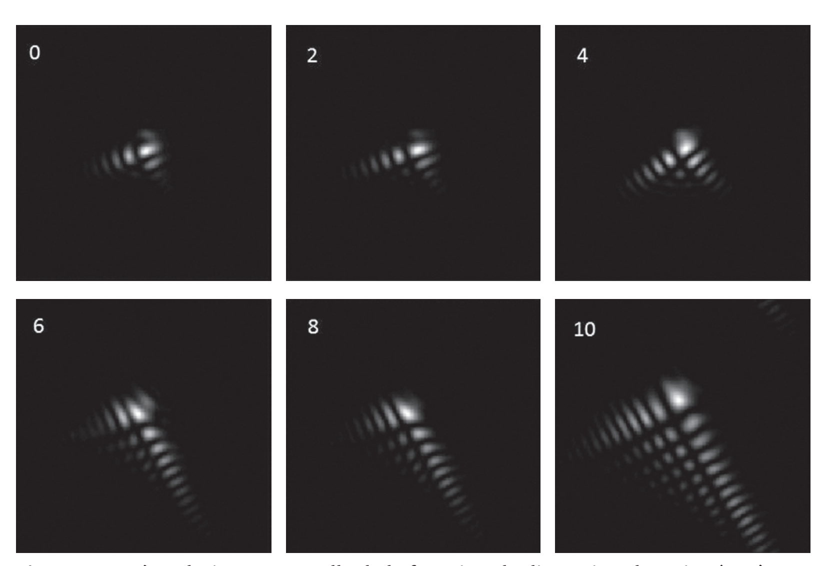


Figure 2.1. Dégradation temporelle de la fonction de dispersion du point (PSF) mesurée par aberrométrie de Schack-Hartmann chez un patient atteint de sécheresse.
La mesure est indiquée en secondes après le clignement palpébral. L'étalement avec le temps de la PSF traduit l'augmentation des aberrations optiques liées à l'instabilité lacrymale.
(Coll. A. Denoyer, C. Baudoin.)

Instruments et méthodes d'examen en pratique clinique ?

Différents instruments de mesure pour l'aberrométrie du film lacrymal

L'aberrométrie a pour but de mesurer de façon objective et quantitative l'ensemble des propriétés optiques de l'œil. L'aberrométrie consiste à mesurer la résultante d'un front d'onde plan projeté dans l'œil et réfléchi par la rétine, en termes de longueur d'onde, d'intensité et de décalage de phase. Les déformations du front d'onde, ou aberrations optiques, dépendent des différents dioptres oculaires, et particulièrement de la face antérieure de la cornée recouverte par le film lacrymal. On notera en outre que les aberrations optiques sont directement conditionnées par la qualité des milieux traversés (transmission et diffraction), ainsi que par le diamètre pupillaire. Ainsi, si l'on s'affranchit des phénomènes accommodatifs et du jeu pupillaire, les aberrations optiques liées au film lacrymal peuvent être envisagées comme correspondant à la part variable,

avec le temps, du profil aberrométrique oculaire. Les aberromètres les plus récents permettent d'isoler la part antérieure de la part interne des aberrations oculaires totales.
De façon synthétique, l'étude des aberrations optiques implique l'obtention d'indices numériques quantitatifs et compréhensibles. Les transformées de Fourier décrivent précisément les aberrations optiques mais demeurent inutilisables au quotidien. Ainsi, la décomposition des aberrations du front d'onde en polynômes de Zernike demeure à ce jour le meilleur moyen d'en appréhender facilement l'impact sur la fonction visuelle. Il est ainsi possible d'en extraire la « moyenne » des aberrations d'ordre élevé par l'indice RMS (*Root Mean Square*), ainsi que celles d'entités facilement identifiables qui nuisent fortement à la qualité de vision comme le coma et le trefoil de 3e ordre, ou bien l'aberration sphérique de 4e ordre. D'autres index quantitatifs plus spécialisés mais encore plus informatifs peuvent en être extraits, en particulier le ratio d'énergie de la fonction d'étalement du point appelé PSF (*Point Spread Function*) pour un diamètre donné (EER) ou encore l'aire sous la courbe de la fonction de transfert de modulation (AUC MTF).

Aberromètre de Shack-Hartmann

Ces analyseurs du front d'onde regroupés sous le terme d'aberrométrie réflective sortante sont les plus couramment utilisés en ophtalmologie. Une grille de rayons monochromatiques parallèles entre eux est projetée puis réfléchie sur la rétine. Un capteur capable d'analyser ces rayons à leur sortie détermine leur disposition par rapport à la grille initiale. Les déviations enregistrées permettent de calculer la déformation du front d'onde.

Aberromètre de Tscherning

Dans l'aberromètre de Tscherning, un rayon monochromatique balaie l'aire maculaire en reproduisant une grille. Un capteur synchrone analyse directement en temps réel la position du reflet rétinien de ce rayon entrant (aberrométrie entrante). Ce système présente quelques avantages, notamment l'augmentation de la plage dynamique d'analyse et la possibilité d'une analyse en temps réel, permettant de faire varier l'accommodation du sujet au moyen d'un stimulus réfractif ou visuel, plus adaptée à l'examen du presbyte.

Aberromètre à double passage

L'aberromètre à double passage utilise un capteur particulièrement sensible pour analyser directement l'image du reflet rétinien d'un faisceau monochromatique infrarouge projeté sur la fovéa et calculer la distorsion spatiale du point lumineux projeté puis réfléchi (fonction de dispersion du point [PSF]). Ce principe permet, mieux que les autres aberromètres, de mesurer précisément d'autres paramètres optiques, en particulier les phénomènes diffractifs qui participent aussi à la dégradation de la qualité de vision [10, 11].

Aberromètre couplé au topographe cornéen

Plus récemment, certains appareils associant un aberromètre à un topographe de type Placido se sont développés afin d'acquérir un profil aberrométrique total ainsi qu'une topographie en élévation dont les mesures sont recalées sur l'axe optique de l'aberromètre. Ce principe présente l'avantage majeur d'analyser de façon concomitante les aberrations oculaires totales et les aberrations liées à la face antérieure de la cornée calculées via la topographie, décomposant ainsi la part antérieure (film lacrymal et face antérieure de la cornée) et interne (cornée postérieure, cristallin et fovéa) des aberrations oculaires. Ces instruments de mesure trouvent dans l'étude de la sécheresse oculaire un intérêt évident, car ils permettent d'appréhender directement les conséquences des aberrations optiques liées au film lacrymal sur la qualité de vision globale.

L'examen en pratique et les différents indices à étudier

Comme expliqué précédemment, seule une analyse dans le temps permet de comprendre les variations des propriétés optiques liées à la dynamique du film lacrymal, en considérant le clignement palpébral comme référentiel temporel. Le premier écueil repose sur l'augmentation de la fréquence du clignement spontané liée à la sécheresse, car les premières secondes semblent peu discriminantes dans l'étude de la dynamique lacrymale. Ainsi, la majorité des auteurs s'accordent à utiliser un anesthésique local afin de minorer l'inconfort oculaire et de permettre au patient de ne pas cligner des paupières durant un laps de temps suffisant au moins égal à 10 secondes. Cet artefact ne semble pas biaiser les mesures dans le cadre d'études comparatives, ***i.e.*** œil sec versus témoins sains recevant tous un anesthésiant local, en revanche cet artefact peut être incriminé en cas de mesures absolues sans groupe témoin. En second lieu, il convient d'effectuer une analyse sériée des profils aberrométriques, soit de façon discontinue (une mesure par seconde du premier au second clignement palpébral), soit par enregistrement continu des aberrations optiques, en fonction de l'instrumentation utilisée [12, 13].

L'essor récent des techniques aberrométriques appliquées à l'étude de la qualité de vision au cours de la sécheresse oculaire ne permet pas encore de dégager l'index phare faisant office de consensus. Les différentes études à ce sujet, leurs méthodes ainsi que les principaux résultats sont détaillées dans le tableau 2.1. En résumé, si l'on s'attarde sur la description qualitative des altérations optiques liées au film lacrymal, il semble que la population puisse être scindée en trois profils de variation aberrométrique : le profil stable sans variation temporelle sur au moins 10 secondes après clignement, le profil progressif avec augmentation temporelle des aberrations optiques liées aux altérations du film lacrymal et le profil périodique présentant des variations d'aberrations « en dents de scie » au cours du temps [13].

De façon quantitative, il apparaît plus clairement aujourd'hui que l'index de progression des aberrations optiques d'ordre élevé (PI) défini initialement par Koh [13] et modifié par Denoyer [12] semble constituer le meilleur reflet de la sévérité de la sécheresse oculaire, englobant ainsi un certain nombre de données cliniques et de qualité de vision perçue par le patient, et s'élevant ainsi au rang de « surrogate marker ». Le PI repose sur une régression linéaire de l'évolution temporelle des aberrations optiques totales (figure 2.2). Il peut en pratique se calculer simplement grâce à un aberromètre conventionnel, sans adjonction d'une topographie ni enregistrement en continu, en réalisant une mesure aberrométrique chaque seconde après le clignement pendant 10 secondes puis en calculant la pente de la variation du RMS des aberrations d'ordre élevé ou de l'aire sous la courbe de la fonction de modulation de transfert (MTF). Nous avons ainsi démontré qu'il existait une progression dans le temps des aberrations d'ordre élevé chez les patients atteints de sécheresse par rapport à une population de sujet sains, l'index de progression reflétant précisément la sévérité de l'atteinte (figure 2.3). Enfin, il semble pertinent de mieux analyser chacune des aberrations d'ordre élevé pour mieux préciser s'il existe des profils de front d'onde caractérisant la sécheresse oculaire.

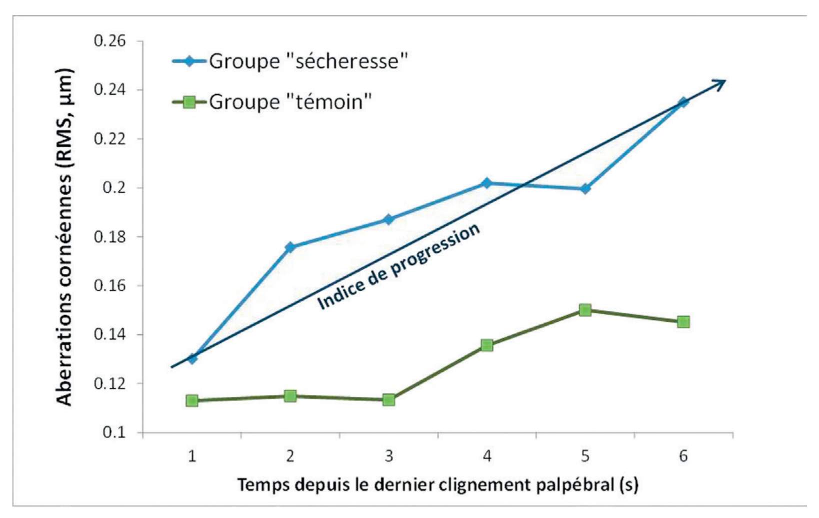


Figure 2.2. L'indice de progression correspond à l'évolution temporelle des aberrations optiques d'ordre élevé après clignement palpébral.
L'indice de progression est très supérieur dans le groupe de patients atteints de sécheresse (n = 20) comparativement aux témoins sains (n = 20).
(Coll. A. Denoyer, C. Baudoin.)

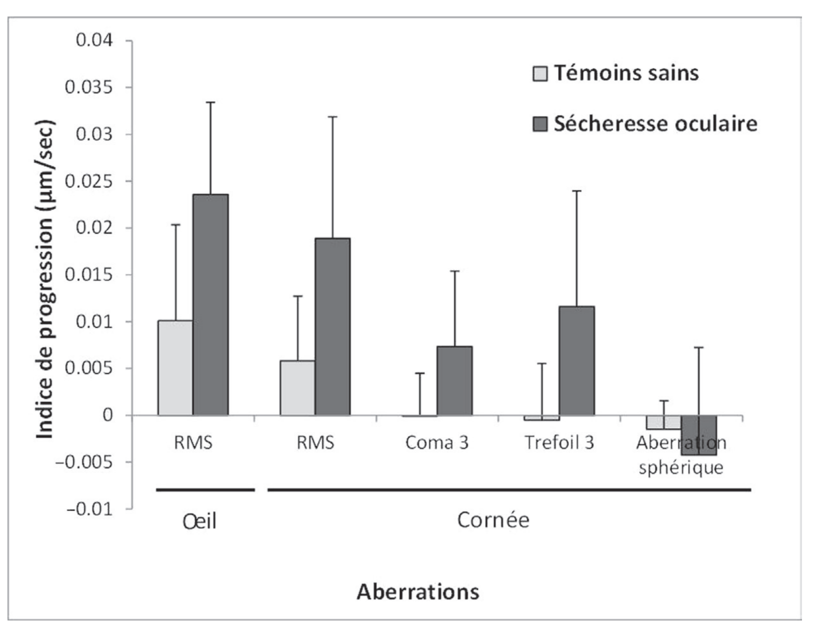


Figure 2.3. Comparaison des indices de progression des sujets atteints de sécheresse par rapport à un groupe de sujets sains.
L'indice de progression des aberrations d'ordre élevé oculaires ou bien cornéennes antérieures est supérieur chez les patients atteints de sécheresse. Cette dégradation optique est essentiellement liée à une progression dans le temps des aberrations de 3ᵉ ordre (coma et trefoil).
(Coll. A. Denoyer, C. Baudoin.)

Doit-on aller encore plus loin dans l'imagerie du film lacrymal ?

Autres moyens d'investigation

Vidéokératoscopie et topographie

La vidéokératoscopie est une topographie à enregistrement continu qui consiste à projeter un disque de Placido sur la surface cornéenne et à capturer la réflexion qui s'ensuit à l'aide d'une caméra vidéo. La qualité de l'image reflétée donne une indication sur la régularité de la surface oculaire au cours du temps. Comme détaillé dans le tableau 2.1, il semblerait que cet examen soit très précis pour évaluer la qualité du film lacrymal en comparaison avec l'aberrométrie et l'interférométrie [14]. Goto et al. ont montré la bonne sensibilité de cette technique pour l'étude de la stabilité du film lacrymal [15].

Tableau 2.1. Principales études évaluant l'analyse des aberrations optiques et sa relation avec la dynamique lacrymale.

Référence	Population	Autres méthodes	Indices et principaux résultats
Double passage			
Benito, 2011 [10]	20 SS/ 18 témoins	BUT, Schirmer	Détection précoce du SS par analyse de l'index de distribution d'intensité
Montès-Mico, 2005 [11]	20 témoins		La meilleure mesure de MTF survient quelques secondes après le clignement chez le sujet sain.
Sack-Hartmann			
Koh, 2006 [13]	20 témoins		Définition de l'index de stabilité et l'index de fluctuation. Différenciation des sujets sains en 3 groupes : stable, fluctuant et progressif
Koh, 2008 [9]	20 SS/20 témoins		Progression dans le temps des aberrations d'ordre élevé en cas de sécheresse oculaire
Liu, 2010 [8]	20 porteurs de lentilles	BUT, Contrastes	La dégradation de la qualité de vision correspond à la rupture du film lacrymal chez les porteurs de lentilles
Vidéo-topographie antérieure			
Goto, 2003 [15]	48 témoins	BUT	La vidéokératographie est un outil très sensible pour la détection précoce des altérations lacrymales
Szczesna, 2011 [14]	12 SS/22 témoins	Interférométrie	L'interférométrie est la meilleure technique de détection de la sécheresse oculaire
Aberrométrie + topographie			
Montés-Mico, 2004 [6]	20 témoins	Orbscan™	Les aberrations optiques antérieures et totales progressent après le clignement
Denoyer, 2012 [12]	40 SS/40 témoins	BUT, OSDI	L'index de progression des aberrations optiques constitue le reflet objectif de la sévérité de la sécheresse oculaire

Les lignes en gras/italiques correspondent aux études comparatives incluant des patients atteints de sécheresse oculaire. BUT : *break-up time*, SS : syndrome sec oculaire.

Interférométrie

L'interférométrie vise à diviser en deux un faisceau incident dans le but d'étudier au final le décalage de réception du signal, après réflexion sur la surface étudiée. L'évaluation principale est la mesure de l'épaisseur de la couche lipidique. L'œil du patient est positionné devant une source de lumière blanche. La lumière de la source d'illumination traverse le film lacrymal, se reflète puis est capturée par une caméra de très haute définition. La lumière renvoyée à travers l'objectif de la caméra forme un tracé d'interférence désigné sous le nom d'interférogramme. L'épaisseur du film lacrymal est observée sous la forme d'une gamme de couleurs qui se reflètent lorsqu'une source de lumière blanche est dirigée sur la surface oculaire. Les OCT actuels utilisent notamment ce principe d'interférométrie pour l'étude de l'épaisseur des structures de l'œil (rétine, cornée, fibres optiques…). Les tracés de l'interférogramme rendent compte du clignement et de sa fréquence par les ruptures des tracés. L'analyse de l'examen de l'étirement du film lacrymal sur la surface cornéenne après chaque clignement est également possible en cas d'analyse dynamique avec capture vidéo. Dans leurs études, Szczesna et al. décrivent l'interférométrie comme une technique très précise, notamment dans la détection du syndrome sec. Ils démontrent que c'est aux alentours de 8 à 9 secondes après le clignement que les mesures du film lacrymal sont les plus discriminantes entre un groupe atteint de syndrome sec et un groupe contrôle [14].

Perspectives d'avenir

Le tableau 2.2 détaille les avantages et les inconvénients de ces différentes techniques d'examen ; en définitive, seuls certains topographes et certains aberrromètres sont utilisables en pratique clinique. Nous avons récemment proposé

Tableau 2.2. Principaux avantages et inconvénients des différentes méthodes d'évaluation paraclinique du film lacrymal et de sa composante optique.

	Conditions de réalisation	Faisabilité	Efficacité pour l'évaluation de la sécheresse	Coût
Aberrométrie	Non invasif, non contact	Simple, rapide, réalisable en pratique clinique	Excellente, bonne sensibilité	+++
Topographie/vidéo-kérato-scopie	Non invasif, non contact	Simple, rapide, réalisable en pratique clinique	Correcte, excellente si enregistrement vidéo	+ à ++
Interférométrie	Non invasif, non contact	Rapide, peu réalisable en pratique clinique	Excellente, sensible et spécifique	+

une méthode plus sophistiquée afin d'évaluer le retentissement du syndrome sec sur une des activités de la vie quotidienne. Cette méthode consiste à utiliser un simulateur de conduite automobile pour l'évaluation des difficultés ressenties par les patients atteint de sécheresse lors de la conduite. On pourrait envisager des méthodes similaires pour évaluer le retentissement de la sécheresse oculaire sur la lecture, l'utilisation d'un ordinateur ou d'un smartphone. Le praticien serait alors plus à même d'évaluer la plainte du patient et de tenter d'y répondre [16].

Conclusion

L'aberrométrie apparaît comme l'examen non invasif de choix d'étude du film lacrymal et de son impact sur la qualité de vision. En effet, il est facilement utilisable en pratique clinique, reproductible et a prouvé son efficacité dans de nombreuses études pour l'aide au diagnostic de syndrome sec ainsi que l'évaluation de sa sévérité. Il est par ailleurs réalisable dans les conditions normales de clignement, ce qui est un avantage lors de l'examen du patient atteint de sécheresse oculaire. En pratique clinique, l'adaptation des logiciels pilotant les aberromètres pourrait permettre au praticien de quantifier, lors de la consultation, la sévérité de la sécheresse et de ses conséquences sur la qualité de vision, afin de mieux évaluer la symptomatologie du patient et d'y répondre en adaptant la prise en charge. En parallèle, la définition de nouveaux biomarqueurs de sévérité pour la sécheresse oculaire demeure un enjeu majeur pour la réalisation d'études cliniques multicentriques et donc pour l'industrie pharmaceutique. Il est fortement probable que les futures conférences de consensus portant sur la sécheresse oculaire valideront ces nouveaux indices aberrométriques pour la définition même de la pathologie et l'évaluation objective et nécessaire de son impact à l'échelle de l'individu et de la société.

Références

[1] The definition and classification of dry eye disease : report of the definition and classification subcommittee of the International Dry Eye Workshop (2007). Ocul Surf 2007 ; 5 : 75–92.
[2] The epidemiology of dry eye disease : report of the epidemiology subcommittee of the International Dry Eye Workshop (2007). Ocul Surf 2007 ; 5 : 93–107.
[3] Montès-Mico R, Cervino A, Ferrer-Blasco T, et al. The tear film and the optical quality if the eye. Ocul Surf 2010 ; 8 : 185–92.
[4] Goto E, Yami Y, Matsumoto Y, Tsubota K. Impaired functional visual acuity of dry eye patients. Am J Ophthalmol 2002 ; 133 : 181–6.
[5] Tutt R, Bradley A, Begley C, Thibos LN. Optical and visual impact of tear break-up in human eyes. Invest Ophthalmol Vis Sci 2000 ; 41 : 4117–23.
[6] Montés-Mico R, Alio JL, Muñoz G, et al. Postblink changes in total and corneal ocular aberrations. Ophthalmology 2004 ; 111 : 758–67.
[7] Koh S, Maeda N, Kuroda T, et al. Effect of tear film break-up on higher-order aberrations measured with wavefront sensor. Am J Ophthalmol 2002 ; 134 : 115–7.

[8] Liu H, Thibos L, Begley CG, Bradley A. Measurement of the time course of optical quality and visual deterioration during tear break-up. Invest Ophthalmol Vis Sci 2010 ; 51 : 3318–26.
[9] Koh S, Maeda N, Hirohara Y, et al. Serial measurements of higher-order aberrations after blinking in patients with dry eye. Invest Ophthalmol Vis Sci 2008 ; 49 : 133–8.
[10] Benito A, Pérez GM, Mirabet S, et al. Objective optical assessment of tear-film quality dynamics in normal and mildly symptomatic dry eyes. J Cataract Refract Surg 2011 ; 37 : 1481–7.
[11] Montés-Mico R, Alio JL, Charman WN. Postblink changes in the ocular modulation transfer function measured by a double-pass method. Invest Ophthalmol Vis Sci 2005 ; 46 : 4468–73.
[12] Denoyer A, Rabut G, Baudouin C. Tear Film Aberration Dynamics and Vision-Related Quality of Life in Patients with Dry Eye Disease. Ophthalmology 2012 ; 119 : 1811–8.
[13] Koh S, Maeda N, Hirohara Y, et al. Serial measurements of Higher-order aberrations after blinking in normal subjects. Invest Ophthalmol Vis Sci 2006 ; 47 : 3318–24.
[14] Szczesna DH, Alonso-Caneiro D, Iskander DR, et al. Predicting dry eye using noninvasive techniques of tear film surface assessment. Invest Ophthalmol Vis Sci 2011 ; 52 : 751–6.
[15] Goto T, Zheng X, Klyce SD, et al. A new method for tear film stability analysis using videokeratography. Am J Ophthalmol 2003 ; 135 : 607–12.
[16] Deschamps N, Ricaud X, Rabut G, et al. The impact of dry eye disease on visual performance while driving. Am J Ophthalmol 2013 ; 156 : 184–9.

CHAPITRE 3

Topographie cornéenne et dépistage du kératocône

D. Gatinel

Points forts

- La topographie cornéenne représente le mode le plus courant de détection du kératocône.
- Le diagnostic de kératocône est optimisé avec l'utilisation combinée des cartographies de type Placido des rayons de courbure de la face antérieure, des cartographies d'élévation de la face antérieure et postérieure de la cornée et de cartographies pachymétriques.
- La topographie cornéenne est un élément essentiel du suivi évolutif des cornées atteintes de kératocône avec très bonne analyse de la déformation cornéenne et de son évolutivité.

Limites

- Malgré de nombreux indices proposés pour la détection des kératocônes débutants, les formes frustres peuvent rester en deçà de la limite de détection par la topographie cornéenne.
- L'association de la topographie cornéenne à une analyse aberrométrique ou à une analyse de la biomécanique de la cornée représente un élément complémentaire très utile.

Introduction

Le kératocône est défini comme une dystrophie cornéenne idiopathique caractérisée par une ectasie et un amincissement progressif non inflammatoire de la cornée. L'origine de cette affection est inconnue, même si certains de ses facteurs de risque ont été identifiés. Le diagnostic de formes avérées et tardives de kératocône ne pose généralement pas de problème pour la topographie cornéenne qui traduit, de manière éloquente, la déformation du dôme cornéen. En revanche, le dépistage des formes précoces et cliniquement silencieuses (formes infracliniques) demeure plus problématique. Ce dépistage revêt une importance particulière dans certaines circonstances cliniques comme le bilan préopératoire en chirurgie réfractive (la présence d'une forme infraclinique de kératocône est une contre-indication à la réalisation d'un LASIK), l'étude des sujets apparentés à un patient atteint de kératocône ou le bilan d'un astigmatisme évolutif.

La topographie cornéenne est actuellement l'examen clé du dépistage précoce du kératocône mais certaines techniques d'imagerie complémentaires comme la topographie par cohérence optique haute résolution (OCT HR), ainsi que la mesure des propriétés biomécaniques de la cornée, devraient apporter des éléments supplémentaires pour étayer le diagnostic d'une forme débutante de kératocône.

Indications

Le kératocône est une affection dont le diagnostic s'effectue généralement au cours des premières décennies de l'existence. L'âge moyen de découverte du kératocône était de 27,3 ± 9,5 années selon Zadnik et al. [1]. Ceci suggère l'existence d'un âge d'installation plus précoce de la maladie, et une progression initiale rapide [2]. Chez les apparentés de premier degré d'un patient atteint, le risque d'être atteint de kératocône est multiplié par 15 à 67; certaines formes familiales de kératocône ont été clairement identifiées [3]. La réalisation d'une topographie cornéenne doit être accomplie de manière relativement précoce. La présence d'un terrain atopique est plus fréquemment retrouvée chez les patients atteints de kératocône que chez les sujets exempts de cette affection [4, 5]. Les frottements oculaires répétés sont également indiscutablement incriminés chez les patients atteints de kératocône. Le sex-ratio est en faveur d'une prédominance masculine de l'affection, du moins dans ses formes précoces [6]. De nombreuses affections générales, comme la trisomie 21, ont été associées à un risque accru de kératocône.

La constatation d'un astigmatisme évolutif en magnitude chez un enfant, adolescent ou un adulte jeune, en particulier quand celui-ci présente une variation de son axe, passant par exemple d'une orientation directe à oblique puis inverse, est une indication à la réalisation d'une topographie cornéenne. L'unilatéralité ou l'asymétrie des axes de l'astigmatisme (réduction de l'énantiomorphisme) entre les yeux droit et gauche est un élément qui doit renforcer la suspicion.

Sur le plan subjectif, la présence d'une diplopie monoculaire chez un adolescent ou un adulte jeune est également un signe devant faire évoquer la présence d'un astigmatisme cornéen irrégulier pouvant être lié à un kératocône débutant.
L'examen du segment antérieur à la lampe à fente est, à ce stade, strictement normal; dans ces formes débutantes, il n'y a pas d'opacités sous-épithéliales ou stromales, ni d'anneau de Fleisher. La présence d'un épaississement de filets nerveux intracornéens peut être parfois constatée, sans que ce signe possède une grande spécificité.

Imagerie pour la détection du kératocône

Il est essentiel de réaliser que, quel que soit le critère étudié, il existe un chevauchement significatif entre certaines atypies cornéennes non évolutives et les formes débutantes de kératocône. De ce fait, il est difficile d'estimer la prévalence des formes cliniquement silencieuses de kératocône car il existe un continuum topographique entre les cornées « saines » et celles atteintes d'une forme avérée. Cette situation est compliquée par une profusion de termes souvent employés de manière interchangeable pour désigner les formes précoces de kératocône : kératocône fruste, forme suspecte de kératocône, kératocône débutant… Nous préférons les regrouper sous une même dénomination en les englobant sous le terme de « kératocône infraclinique débutant ».

Topographie cornéenne

La topographie cornéenne est un examen incontournable qui trouve dans le dépistage des formes précoces de kératocône une de ses principales indications. L'étude en topographie spéculaire (analyse informatisée du reflet cornéen antérieur du disque de Placido) fournit des informations limitées à la face antérieure de la cornée (figure 3.1). Longtemps considéré comme l'examen de choix pour le

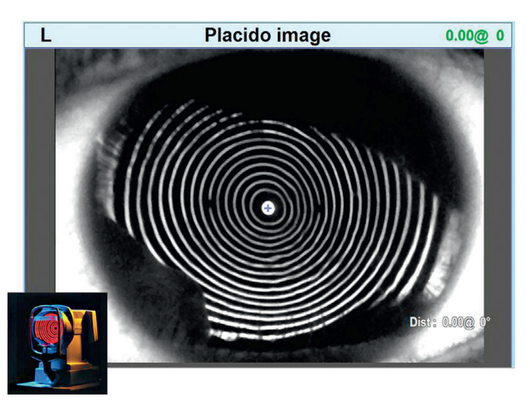


Figure 3.1. Reflet spéculaire d'une mire de Placido (topographe : OPDScan III, Nidek, Japon). La déformation avec réduction de la circularité des mires est flagrante.

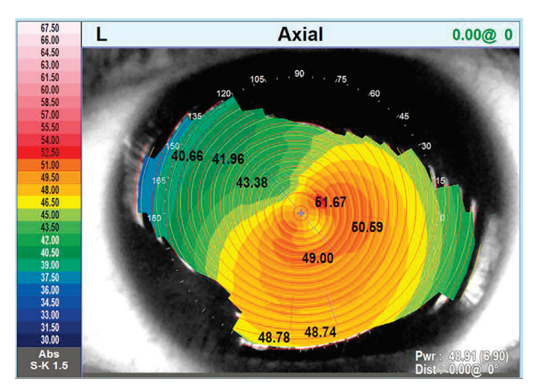


Figure 3.2. Représentation en courbure axiale de la surface cornéenne antérieure à partir de l'analyse informatisée du reflet spéculaire de la figure 3.1.
L'unité choisie pour cette représentation (dioptries de courbure) est calculée d'après les valeurs des rayons de courbure axiale et de l'indice kératométrique (n = 1,3375).

dépistage précoce du kératocône, il doit être idéalement complété de l'étude de la face postérieure et de la pachymétrie cornéenne.
La topographie spéculaire de type Placido (figure 3.2) est plus sensible pour le dépistage du kératocone infraclinique quand elle est combinée au recueil des données d'élévation postérieure et d'épaisseur (tomographie), que fournissent les topographes d'élévation et spéculaire de type Orbscan™ (Baush et Lomb), Pentacam™ (Oculus) ou Galilei™ (Ziemer) [7]. La présence d'un amincissement cornéen accentué dans une direction temporale inférieure est un argument supplémentaire en faveur du diagnostic en présence d'une atypie antérieure évocatrice.
La topographie cornéenne peut confirmer le diagnostic de kératocône débutant (astigmatisme irrégulier, cornée amincie) ou au contraire en infirmer le diagnostic (et suggérer la présence d'un astigmatisme congénital régulier non évolutif). L'étude attentive des caractéristiques topographiques de l'œil le moins atteint chez les patients qui présentent une forme particulièrement asymétrique de kératocône permet de se familiariser avec les patterns évocateurs de kératocône infraclinique débutant (figures 3.3, 3.4, 3.5 et 3.6). Asymétrie (cambrure accentuée dans la moitié inférieure et temporale de la cornée), amincissement paracentral et réduction de la symétrie droite/gauche (énantiomorphisme) forment une triade particulièrement utile pour le diagnostic du kératocône débutant. Les anomalies topographiques qui peuvent être rencontrées dans les formes

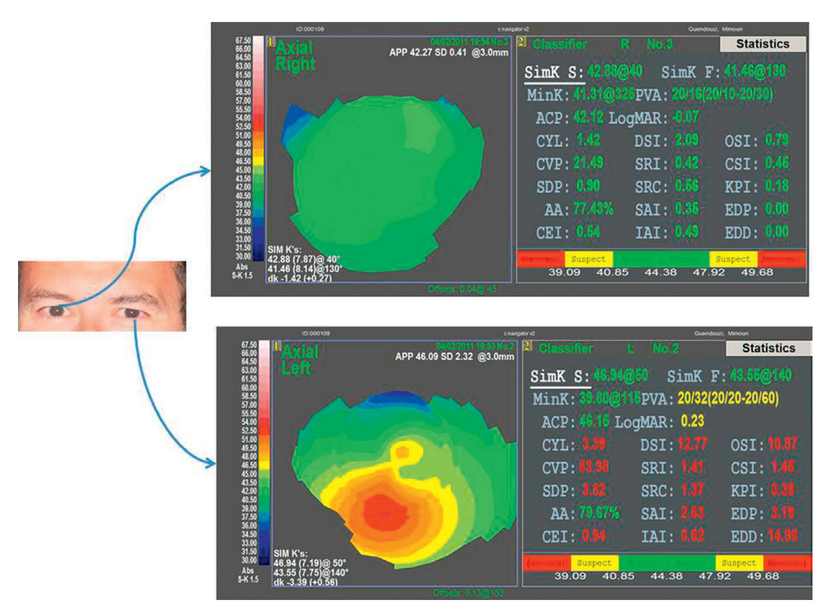


Figure 3.3. Cartes de topographie spéculaire des yeux droit et gauche chez un même patient : l'œil gauche présente une forme indiscutable avancée de kératocône (noter l'aspect franchement asymétrique de la carte topographique et la valeur des indices).
L'œil droit est classé comme « normal », tous les indices Placido calculés sont normaux. Pourtant, le kératocône est une maladie qui affecte les deux yeux, certes souvent de manière asymétrique (un œil présente une forme plus avancée de la maladie que l'autre). Malgré ce diagnostic, effectué de manière indépendante entre l'œil droit et l'œil gauche, on peut considérer que l'œil droit est « faussement négatif » pour la détection par topographie spéculaire ; il présente une forme trop peu prononcée de l'expression de la maladie au niveau de la face antérieure pour être classé comme « positif » : il s'agit donc d'une forme fruste de la maladie. Cet œil droit fournit un modèle intéressant pour la mise au point de tests diagnostiques plus sensibles que la simple topographie spéculaire antérieure.

infracliniques débutantes de kératocône font l'objet de nombreuses recherches principalement destinées à augmenter la sensibilité et la spécificité du dépistage de cette affection. Les signes topographiques permettant de distinguer les cornées normales des cornées de kératocône débutant peuvent être utilisés pour construire des algorithmes de dépistage automatisés, qui fournissent ainsi une aide au diagnostic.

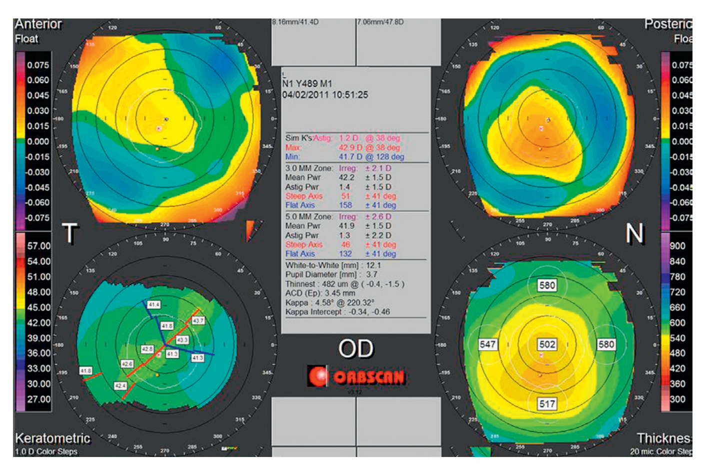


Figure 3.4. Topographie spéculaire et d'élévation (Orbscan™). Il s'agit de l'œil droit dont la carte de courbure axiale et les indices de dépistage sont rapportés à la figure 3.3.
La carte en mode quad map comporte : la topographie d'élévation antérieure (en haut à gauche) et postérieure (en haut à droite), de topographie spéculaire (en bas à gauche) et d'épaisseur (en bas à droite). Œil droit : il existe un décalage inférieur marqué du point d'épaisseur minimale (482 microns). La carte d'élévation postérieure vis-à-vis de la sphère de référence révèle une élévation centrale maximale en regard du point le plus fin.

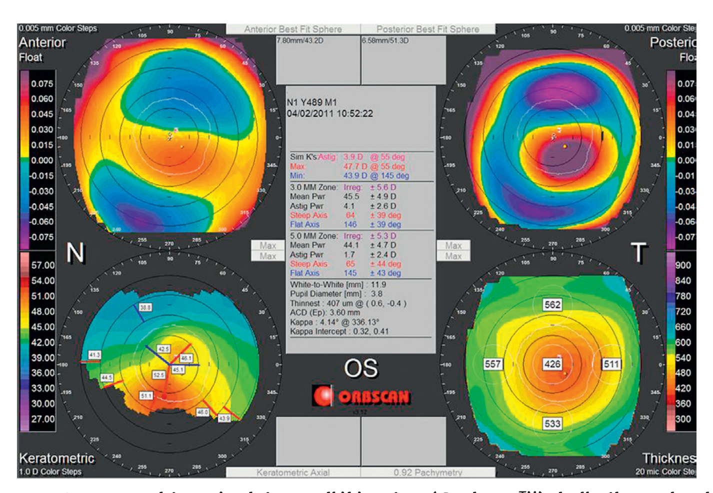


Figure 3.5. Topographie spéculaire et d'élévation (Orsbcan™) de l'œil gauche du patient rapporté à la figure 3.3.
Il existe une déformation importante du mur cornéen, avec accentuation de l'élévation vis-à-vis de la sphère de référence calculée sur les cartes d'élévation antérieure et postérieure. On observe une cambrure accentuée de l'hémicornée inférieure, et un amincissement central marqué (point d'épaisseur minimale 407 microns).

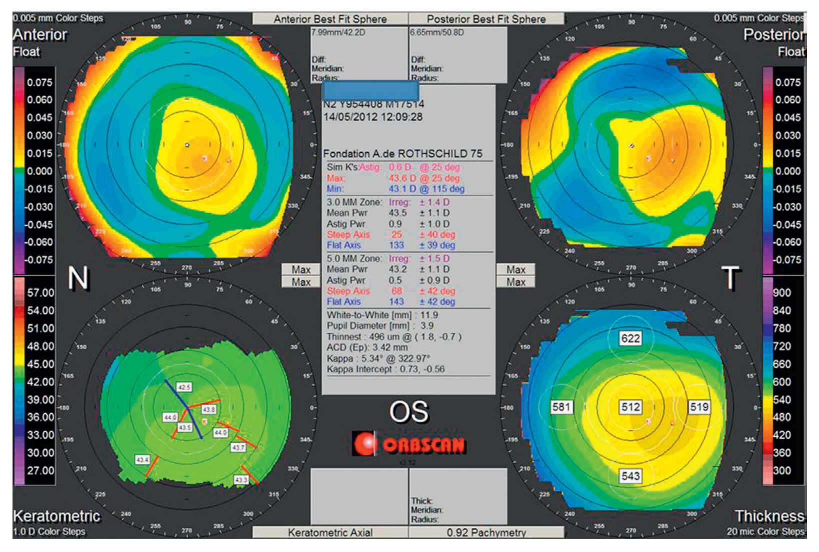


Figure 3.6. Carte Orbscan™ effectué sur l'œil gauche d'un patient présentant un kératocône évolué de l'œil droit.
Les indices topographiques de détection (Placido) de Klyce et Maeda sont négatifs (topographie spéculaire OPDscan III). L'œil gauche présente une forme infraclinique précoce de kératocône, où l'on observe une légère irrégularité de la courbure antérieure (SRAX) et un déplacement inféro-temporal du point le plus fin. L'élévation maximale de la face postérieure vis-à-vis de sa sphère de référence est localisée en regard du point le plus fin.

Ainsi, la plupart des topographes sont munis de logiciels de dépistage (figures 3.7, 3.8, 3.9, 3.10, 3.11 et 3.12) qui permettent un débrouillage rapide : leur verdict doit cependant être apprécié avec précaution, car leur sensibilité et spécificité ne sont pas absolues. La confrontation des données cliniques et topographiques permettra dans les cas difficiles d'infirmer ou confirmer la suspicion topographique. Comme souligné plus haut, le dépistage de formes infracliniques de kératocône revêt une importance particulière en chirurgie réfractive, afin de prévenir le risque d'ectasie cornéenne post-LASIK (figures 3.13, 3.14, 3.15 et 3.16).

Enfin, la constatation d'une évolution péjorative dans le temps est un élément important et il est parfois utile de réaliser une carte différentielle entre des examens topographiques successifs, pour objectiver l'accentuation et donc l'évolutivité d'une déformation asymétrique de la cornée.

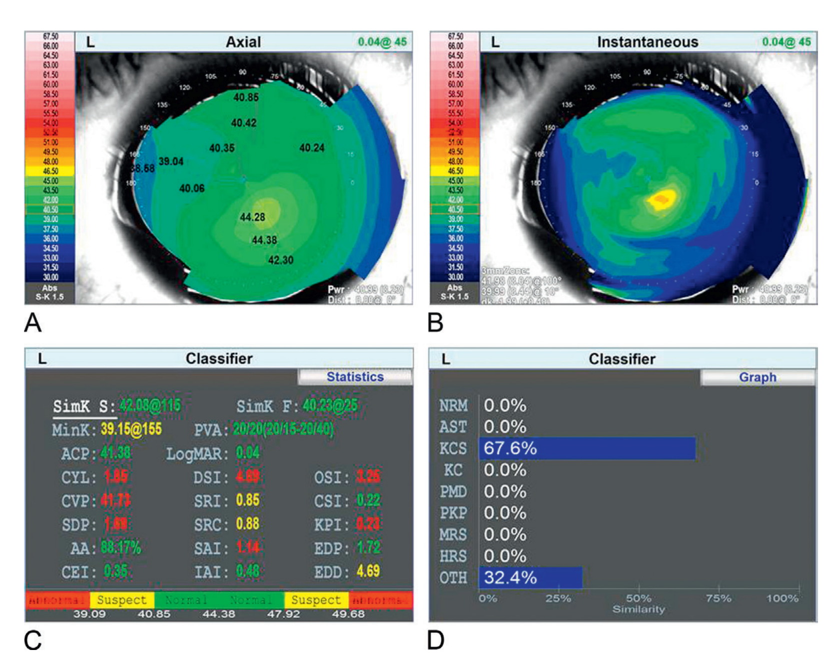


Figure 3.7. Topographie spéculaire antérieure d'une cornée (œil gauche) classée suspecte de kératocône par le topographe spéculaire OPD scan (indices de Klyce et Maeda).
A. La représentation de la carte de courbure (kératométrie en mode axial) révèle la présence d'une asymétrie avec augmentation de la courbure en paracentral inférieur. B. La représentation en mode instantané (ou tangentiel) permet de souligner l'accentuation paracentrale inférieure de la courbure locale, et un aplatissement rapide vers la périphérie (accentuation de l'asphéricité prolate). C. De nombreux indices sont anormaux. D. Le réseau neuronal classe cette cornée comme kératocône suspect (KCS) avec une probabilité de 67,6 %.

Aberrométrie

L'intérêt du recueil du front d'onde oculaire total réside plus dans l'étude des symptômes visuels parfois rapportés par les patients atteints d'un kératocône débutant (comme la diplopie monoculaire, les images fantômes) que dans le cadre du dépistage de l'affection (figure 3.17). La mesure conjointe des aberrations optiques (topo-aberrométrie) permet de qualifier et quantifier les aberrations optiques provoquées par la déformation cornéenne (figure 3.18) [8]. Le kératocône étant une affection dont le siège est la cornée, il est licite de postuler que les techniques d'investigations qui reposent sur le recueil d'informations partiellement extracornéennes sont moins sen-

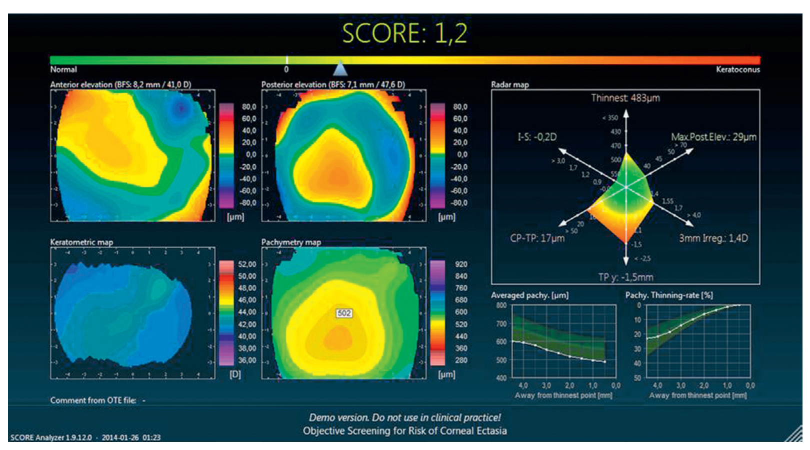


Figure 3.8. Carte du logiciel Score Analyzer, établi à partir des données Orbscan™ de l'œil dont la carte est représentée figure 3.3.
Le score, calculé à partir de 12 indices (issus des données de courbure antérieure, d'élévation antérieure, postérieure et de pachymétrie) est positif (1,2). La carte "Radar" souligne l'existence d'indices dont les valeurs sont franchement anormales, comme le décalage inférieur du point le plus fin (Tpy = -1,5 mm), l'irrégularité dans les 3 mm (3 mm Irreg = 1,4 D). Les courbes du profil d'épaisseur moyenne (Averaged Pachy) et de vitesse d'amincissement vers le point le plus fin (Pachy Thining rate) sont situées à la partie inférieure de la bande normale (en vert).

sibles que les examens centrés sur la cornée (les aberrations d'origine cristalliniennes influent sur le résultat des aberrations oculaires totales). Le recueil du front d'onde cornéen révèle une élévation des aberrations optiques impaires de type coma, trefoil. La simulation de l'image rétinienne peut illustrer de manière objective les symptômes visuels du patient (figure 3.19). L'accentuation d'une asphéricité prolate peut induire une réduction du taux de l'aberration sphérique positive, voire l'induction d'un taux d'aberration sphérique négative.

Appréciation de la visco-élasticité cornéenne

L'étude des propriétés biomécaniques de la cornée est un domaine d'exploration clinique plus récent, actuellement dévolu au seul l'instrument Ocular Response Analyzer (ORA, Reichert, États-Unis). Le différentiel de mesure de pression par aplanation à l'air fournit une estimation de l'hystérèse de la cornée [9] : l'étude de

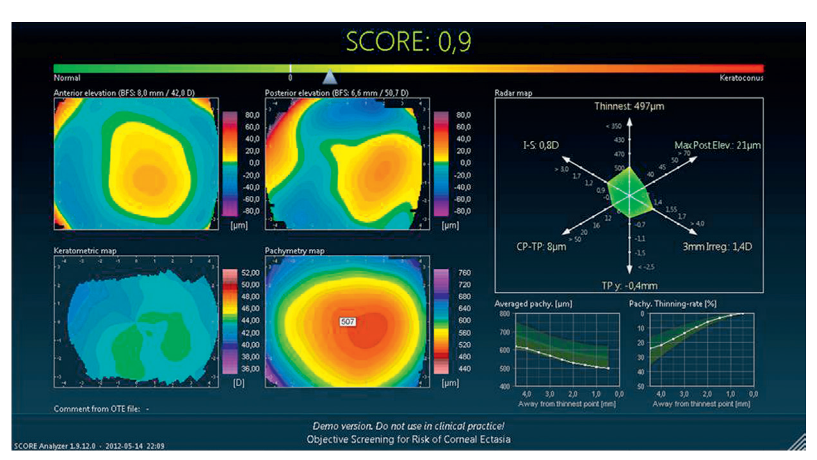


Figure 3.9. Autre exemple d'analyse par le logiciel Score Analyzer des données spéculaires, d'élévation et de pachymétrie représentées sur la carte Orbscan™ de la figure 3.6.
La valeur de chacun des six indices présentés sur la carte « Radar » est à la limite de la normale. Les courbes du profil d'épaisseur moyenne et de vitesse d'amincissement vers le point le plus fin sont inférieures à la moyenne et situées dans la partie inférieure de la bande normale. La valeur du score, dont le calcul intègre les valeurs de 12 indices topographiques et pachymétrique, est positive (0,9). Ceci traduit la présence d'une cornée susceptible d'évoluer spontanément ou après chirurgie réfractive cornéenne vers une forme avérée d'ectasie.

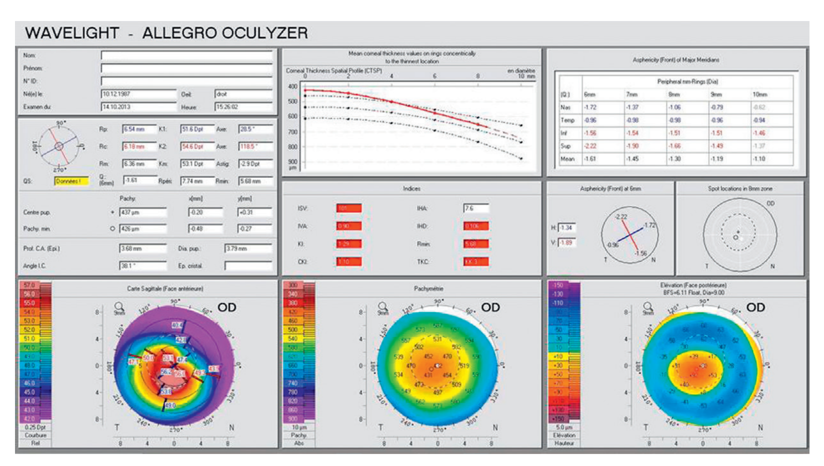


Figure 3.10. Positivité des indices de dépistage du kératocône : l'œil droit présente une forme avancée de la maladie avec le topographe d'élévation Pentacam™ (Oculus Allemagne).
L'épaisseur cornéenne moyenne est nettement inférieure à la moyenne, et l'asphéricité calculée pour les hémiméridiens principaux est très prolate.

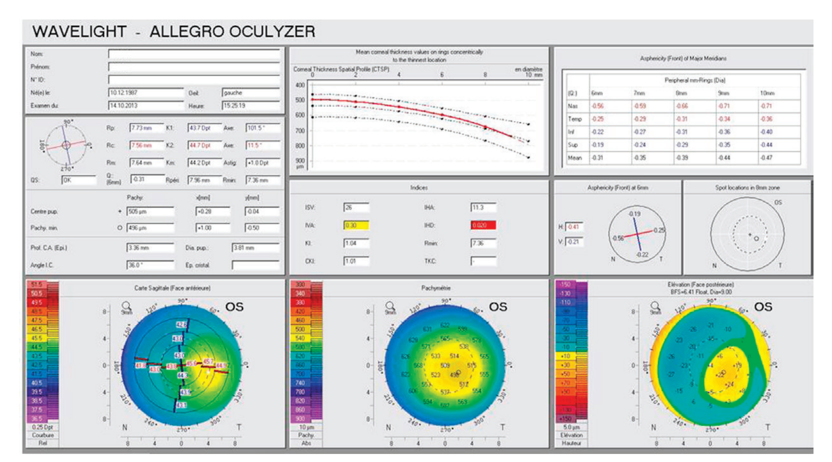


Figure 3.11. L'œil gauche présente une forme débutante (infraclinique) certaine de kératocône. Seuls les indices IVA et IHD sont positifs.

la morphologie des signaux infrarouges recueillis par cet instrument avec réflexion sur la cornée pendant la déformation liée au jet d'air est toutefois une piste prometteuse en cours d'exploration (figure 3.20).

Parallèlement, le couplage d'une technique de simulation biomécanique avec l'imagerie de la déformation cornéenne par une caméra Scheimpflug (technologie Corvis, Oculus, Allemagne) est une piste permettant d'objectiver certaines anomalies morphologiques du dôme cornéen quand il est soumis à une force externe (jet d'air) (figure 3.21).

Dans un futur proche, l'accès à l'étude morphologique précise de la couche épithéliale de la cornée par la technologie de tomographie par cohérence optique (OCT) fournira peut-être des éléments complémentaires utiles au dépistage précoce du kératocône, car certains éléments suggèrent que cette tunique pluristratifiée puisse accomplir un remodelage à même de compenser ou masquer une déformation stromale précoce [10].

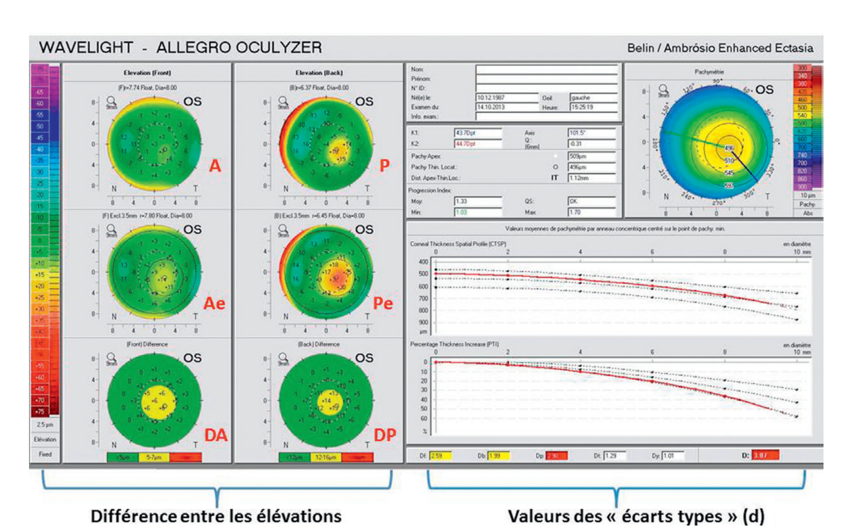


Figure 3.12. La carte Belin/Ambrosio Enhanced Ectasia (œil gauche correspondant à la figure 3.11) comporte le calcul de l'élévation par rapport à une sphère de référence calculée en incluant tous les points situés dans les 8 mm autour du point le plus fin (A : face antérieure, P : face postérieure).

Une sphère de référence est ensuite calculée en excluant les points situés dans les 3,5 mm centraux (Ae : face antérieure, Pe : face postérieure). Enfin, une carte différentielle est réalisée entre les deux représentations de l'élévation, de manière à en souligner les différences éventuelles (noter que l'échelle ne comporte que trois couleurs, pour souligner les différences d'élévation au moins supérieures à 5 microns). Dans le cas où la région centrale de la cornée présente une déformation à type de « saillie » antérieure, la sphère de référence calculée après exclusion des points centraux possède un rayon plus grand (7,8 vs 7,74 mm pour la face antérieure, et 6,45 vs 6,37 mm pour la face postérieure dans cet exemple). Ceci provoque un écart significatif dans la représentation de l'élévation des points centraux, à la fois pour la face antérieure et la face postérieure. Les valeurs correspondantes aux indices « d » sont situées dans une zone de suspicion (jaune, plus d'1,6 écart-type de la moyenne), voire de franche anomalie (rouge, plus de 2,6 écarts-types).

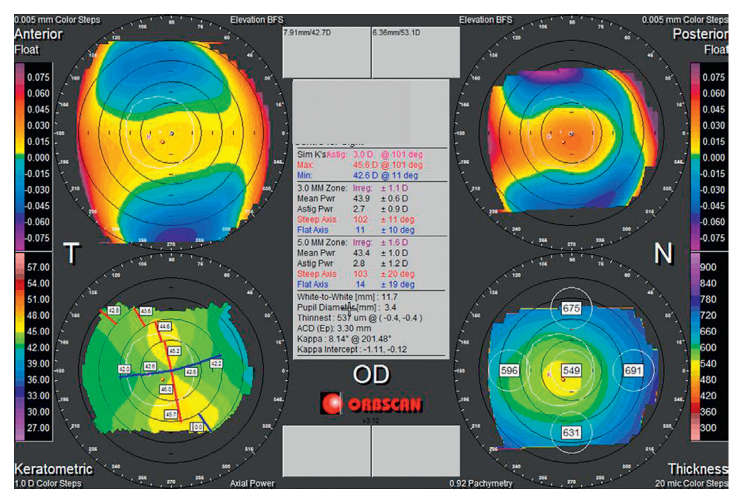


Figure 3.13. Cartes Orbscan™ (mode quad map) effectuées avant chirurgie réfractive chez un patient myope et astigmate, dont l'évolution après LASIK bilatéral a été compliquée d'une ectasie du côté gauche.
Topographie d'élévation antérieure (en haut à gauche) et postérieure (en haut à droite), de topographie spéculaire (en bas à gauche) et d'épaisseur (en bas à droite). Œil droit : l'examen révèle une élévation accrue de la surface postérieure vis-à-vis de la sphère de référence calculée.

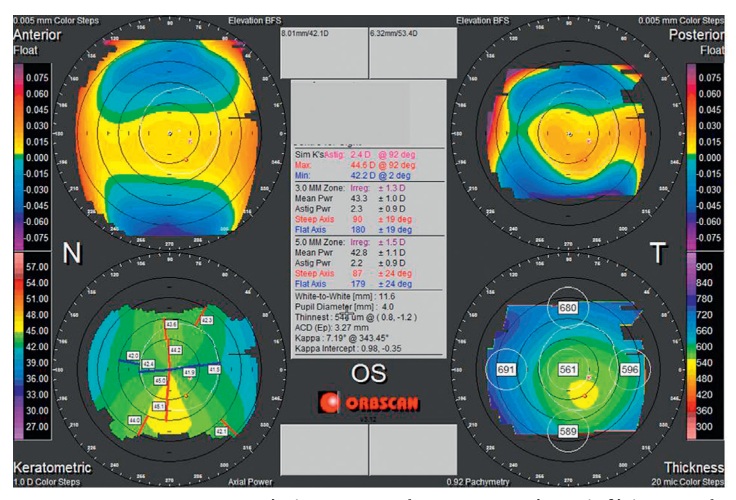


Figure 3.14. On note une asymétrie avec courbure accentuée en inférieur sur la carte de courbure axiale, et un déplacement inféro-temporal marqué du point d'épaisseur la plus fine (546 microns).
L'élévation de la face postérieure vis-à-vis de la sphère de référence révèle une distribution asymétrique, avec une élévation maximale en regard du point le plus fin.

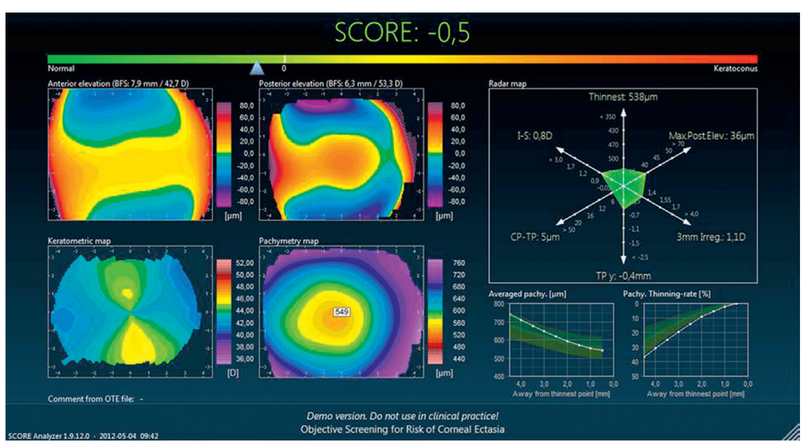


Figure 3.15. Carte du logiciel Score établie rétrospectivement à partir du recueil effectué par l'Orbscan™ avant l'intervention LASIK (œil droit).
Le score est légèrement négatif, mais la courbe de la vitesse d'amincissement vers le point le plus fin est à la limite de la normale.

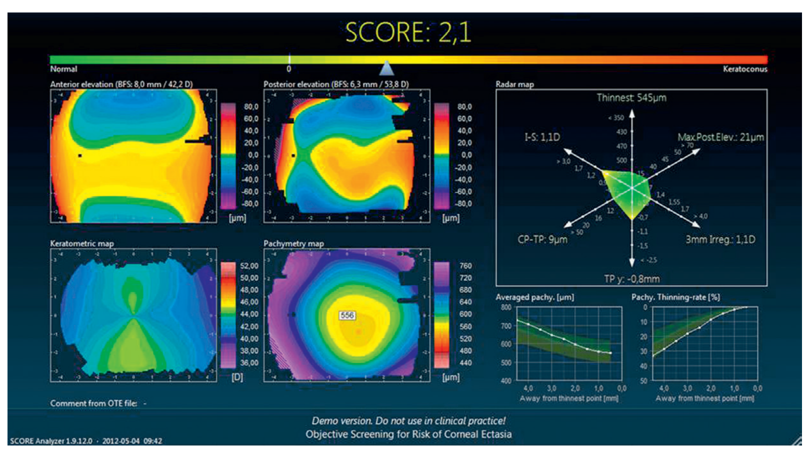


Figure 3.16. Carte du logiciel Score établie rétrospectivement, à partir du recueil effectué par l'Orbscan™ avant l'intervention LASIK (œil gauche).
Le score est positif, la carte « Radar » (encadré) souligne l'existence d'une asymétrie de courbure légèrement accentuée (I-S = 1,1 D), et d'un déplacement inférieur du point le plus fin (TP y = –0,8 mm).

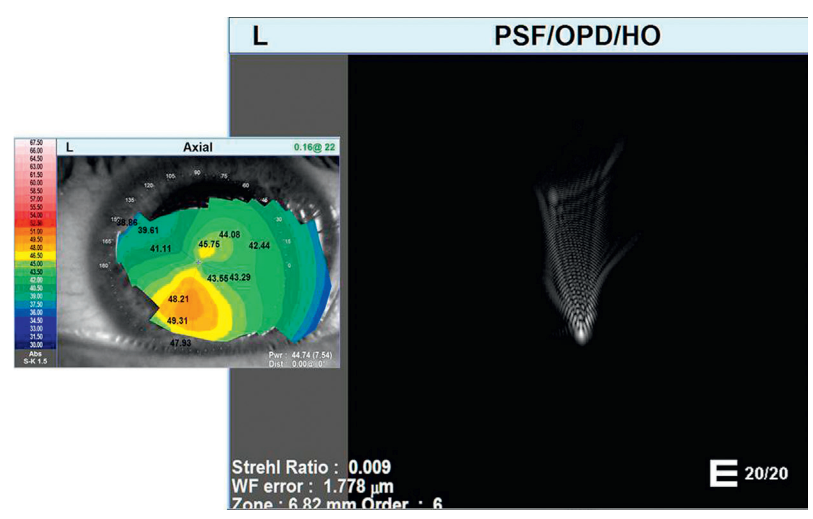


Figure 3.17. Patient consultant pour une diplopie monoculaire verticale de l'œil gauche.
À gauche, topographie cornéenne (courbure axiale) chez un patient consultant pour une diplopie monoculaire verticale de l'œil gauche (réfraction : plan (−3 × 155°).
À droite, représentation de l'effet des aberrations de haut degré (HO) sur la fonction d'étalement du point lumineux sur la rétine pour un diamètre pupillaire de 6,82 mm. L'aspect asymétrique est lié à la présence d'aberrations optiques de la cornées, induites par l'asymétrie cornéenne (topographe aberromètre OPDscan III).

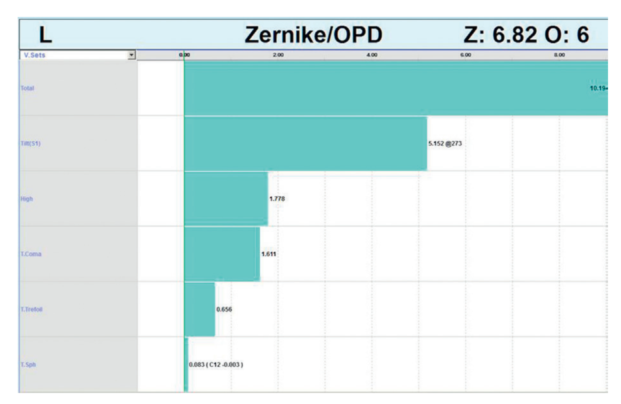


Figure 3.18. Représentation en histogramme des valeurs (coefficients RMS) des aberrations de haut degré (diamètre pupillaire : 6,82 mm).
Les aberrations de coma et de trefoil présentent un taux particulièrement élevé.

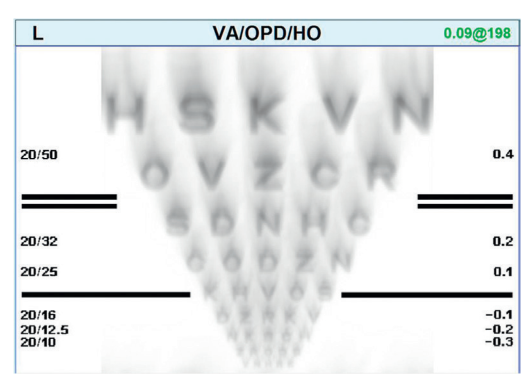


Figure 3.19. Représentation de l'image rétinienne simulée pour la meilleure correction en lunettes ; noter l'impression d'étalement vertical des optotypes.

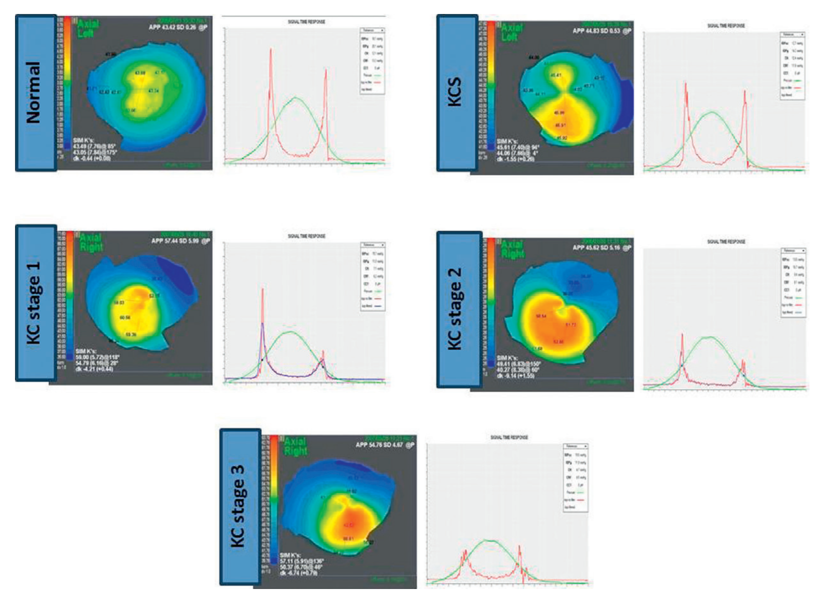


Figure 3.20. Représentation conjointe de la carte de courbure kératométrique axiale et des signaux recueillis par l'Ocular Response Analyzer (ORA, Reichert, États-Unis) d'une cornée saine, et de cornées atteintes de différents stades de kératocône.
Les pics d'aplanation tendent à s'affaisser et leur base s'élargit au cours de l'évolution du kératocône.

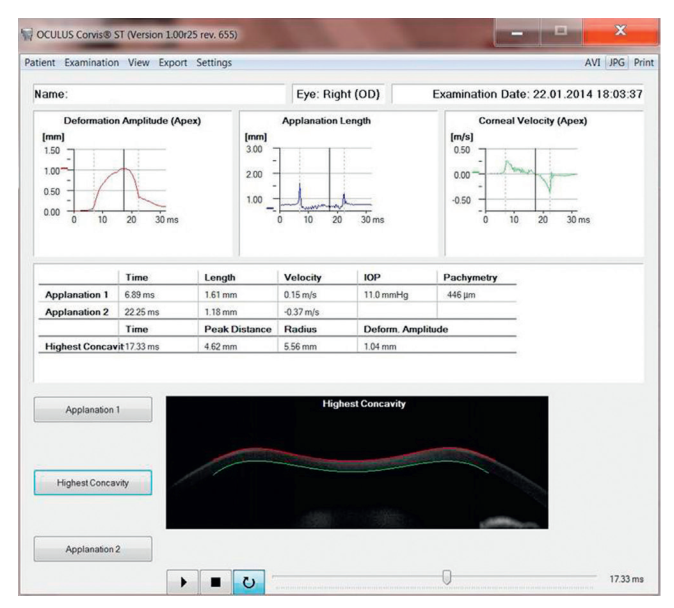


Figure 3.21. Analyse des déformations du dôme cornéen chez un patient atteint d'une forme infraclinique bilatérale de kératocône (instrument Corvis ST).
(Image fournie par le Dr Renato Ambrosio.)

Conclusion

La topographie cornéenne représente l'appareillage le plus accessible pour le diagnostic et le suivi des patients atteints de kératocône. Les stades évolués de kératocône sont assez facilement identifiés, mais le diagnostic des stades précoces de kératocône peut faire appel aux avancées technologiques de la topographie cornéenne comme le recours aux topographies d'élévation de la face antérieure et de la face postérieure de la cornée. Cette analyse est optimisée par une série d'indices de détection dont la sensibilité et la spécificité font l'objet de nombreuses études. Parfois, l'adjonction de moyens d'exploration plus récents peut apporter des arguments complémentaires au diagnostic comme le recours à l'aberrométrie ou à la viscoélasticité de la cornée.

Cependant, le diagnostic précoce des formes infracliniques de kératocône repose principalement sur la confrontation de données cliniques et topographiques et requiert parfois une interprétation fine de celle-ci. La constatation d'un astigmatisme évolutif chez un sujet jeune et atopique est une indication à la réalisation d'une topographie cornéenne de principe.

Références

[1] Zadnik K, Barr JT, Gordon MO, et al, CLEK study group. Biomicroscopic signs and disease severity in keratoconus. Cornea 1996 ; 15 : 139–46.

[2] McMahon TT, Edrington TB, Szczotka-Fly NNL, et al, CLEK study group. Longitudinal changes in corneal curvature in keratoconus. Cornea 2006 ; 25 : 296–305.

[3] Levy D, Hutchings H, Rouland JF, et al. Videokeratographic anomalies in familial keratoconus. Ophthalmology 2004 ; 111 : 867–74.

[4] Rahi A, Davies P, Ruben M, et al. Keratoconus and coexisting atopic disease. Br J Ophthalmol 1977 ; 61 : 761–4.

[5] Khan MD, Kundi N, Saeed N, et al. Incidence of keratoconus in spring catarrh. Br J Ophthalmol 1988 ; 72 : 41–3.

[6] Léoni-Mesplié S, Mortemousque B, Mesplié N, Touboul D, Praud D, Malet F, Colin J. Epidemiological aspects of keratoconus in children. J Fr Ophtalmol 2012 ; 35 : 776–85.

[7] Saad A, Gatinel D. Topographic and tomographic properties of forme fruste keratoconus corneas. Invest Ophthalmol Vis Sci 2010 ; 51 : 5546–55.

[8] Saad A, Gatinel D. Evaluation of total and corneal wavefront high order aberrations for the detection of forme fruste keratoconus. Invest Ophthalmol Vis Sci 2012 ; 17 : 2978–92.

[9] Saad A, Lteif Y, Azan E, Gatinel D. Biomechanical properties of keratoconus suspect eyes. Invest Ophthalmol Vis Sci 2010 ; 51 : 2912–6.

[10] Qin B, Chen S, Brass R, Li Y, Tang M, Zhang X et al, Keratoconus diagnosis with optical coherence tomography–based pachymetric scoring system. J Cataract Refract Surg 2013 ; 39 : 1864–71.

CHAPITRE 4

Topographie et chirurgie réfractive

J.-J. Saragoussi

Points forts

- La cartographie des rayons de courbure de la face antérieure de la cornée est la plus modifiée par les techniques de chirurgie réfractive cornéenne.
- Les cartographies d'élévation par comparaison de la face antérieure et de la face postérieure de la cornée par rapport à une sphère idéale, calculée de façon informatique, permettent d'analyser les modifications induites par la chirurgie réfractive.
- Les cartographies pachymétriques permettent de déterminer la limite d'ablation du tissu cornéen sans affaiblir la biomécanique de la cornée.

Limites

- La courbure antérieure de la cornée est lissée par la compensation épithéliale et ne reflète pas toujours l'anatomie des différentes couches cornéennes profondes pour le retraitement guidé par topolink.
- Les perturbations de transparence de la cornée limitent la précision et la reproductibilité des cartographies d'élévation postérieure et de la cartographie pachymétrique.

Imagerie en ophtalmologie

Introduction

La topographie cornéenne est devenue un outil indispensable pour l'analyse des rayons de courbure de la cornée avant les interventions de chirurgie réfractive, mais aussi en postopératoire pour apprécier les modifications produites ou analyser les insuffisances de résultat.

Les appareils de topographie de la face antérieure de la cornée (topographie spéculaire) sont très répandus dans les sites de consultation classique. Le développement de la topographie d'élévation apporte une meilleure analyse de la réponse cornéenne dans son ensemble et représente une approche indispensable pour les sites spécialisés en chirurgie réfractive. Deux systèmes différents peuvent être utilisés : soit basé sur un balayage en fente lumineuse comme l'appareil Orbscan™ (Technolas PV), soit basé sur le principe de Scheimpflug caméra comme les appareils Pentacam™ (Oculus) et Galilei™ (Ziemer).

Rappel sur les principales fonctionnalités des topographes cornéens

La topographie cornéenne mesure et illustre, sur des cartes colorées, de nombreuses données anatomiques et réfractives du dioptre cornéen jusqu'à sa périphérie [1]. La chirurgie réfractive remodèle le volume et la forme de la cornée pour modifier la fonction optique et réfractive du dioptre cornéen afin de régler la focalisation de la lumière par rapport à la rétine. La topographie cornéenne est donc la technique d'imagerie incontournable et obligatoire pour pratiquer et interpréter la chirurgie réfractive.

Les techniques de topographie dites «spéculaires» dérivées du disque de Placido sont basées sur la réflexion de cercles lumineux projetés sur le film lacrymal à la surface de la cornée. Elles fournissent des données de kératométrie et de puissance dioptrique permettant d'établir des cartes colorées variant selon des échelles de mesures. Les cartes axiales sont utiles pour une analyse globale de premier niveau (le rayon de courbure augmente du centre vers la périphérie et la puissance dioptrique diminue du centre vers la périphérie sur une cornée normale non opérée), mais elles comportent des approximations en périphérie. Les cartes tangentielles sont utiles à une analyse localisée plus détaillée, mais elles sont plus sensibles aux artéfacts.

La topographie dite «d'élévation» fonctionne sur le principe du balayage d'une fente lumineuse ou d'une caméra Scheimpflug permettant d'analyser du centre à la périphérie une coupe optique de la cornée depuis la face antérieure jusqu'à la face postérieure. Elle est aujourd'hui indispensable en complément de la topographie spéculaire. Elle apporte des données d'élévation exprimées en microns par rapport à une sphère de référence, ce qui fournit des informations sur l'asphéricité cornéenne et la position de l'apex cornéen (l'asphéricité est prolate sur une cornée normale non opérée, signifiant qu'elle est plus élevée au centre qu'en périphérie).

L'imagerie est rendue principalement sur une carte d'élévation de la face antérieure, une carte d'élévation de la face postérieure et une carte de pachymétrie globale. Cette dernière permet de localiser le point le plus fin et d'établir le profil pachymétrique qui, sur une cornée normale non opérée, objective un épaississement progressif du centre vers la périphérie. Les mesures de l'élévation postérieure apportent des informations utiles pour la connaissance de l'astigmatisme cornéen total permettant de corréler ce dernier à l'astigmatisme de la réfraction globale.
Les logiciels des topographes cornéens permettent d'analyser les cartes avec différentes échelles de mesures qui conditionnent leur colorisation pour faciliter l'interprétation. Ils calculent des indices quantitatifs d'asymétries et possèdent des logiciels d'aide au diagnostic des ectasies.
Les topographes actuels sont capables de mesurer les aberrations optiques de haut degré liées à la cornée (en particulier de troisième et de quatrième degré), ce qui permet de les confronter aux données des aberromètres qui mesurent les aberrations optiques de haut degré totales (cornéennes et internes).
La topographie cornéenne apporte ainsi des informations multiples à la fois anatomiques, réfractives et fonctionnelles. Une bonne interprétation des résultats doit tenir compte des conditions d'examen, d'une bonne calibration des matériels, de la qualité du film lacrymal, de l'intégrité ou non du tissu cornéen dans sa forme et sa structure (empreinte des lentilles de contact, régularité de l'épithélium et transparence du stroma), de l'ouverture de la fente palpébrale, de la position des paupières et de la rivière lacrymale.

Topographie cornéenne dans le bilan préopératoire de chirurgie réfractive

Le relevé des données biométriques cornéennes individualisées est indispensable à l'exploration de chaque candidat à la chirurgie réfractive. Il influence directement les indications.

La topographie cornéenne est essentielle à la sélection des indications

Cet examen complémentaire est obligatoire pour le dépistage des cornées à risque d'ectasie cornéenne secondaire qui sont des contre-indications. Il s'agit principalement de détecter les kératocônes ou dégénérescences pellucides marginales dans leurs formes suspectes ou frustes infracliniques (voir chapitre 3) ou de mettre en évidence des astigmatismes asymétriques en axe et en puissance, d'interprétation clinique difficile. La carte de pachymétrie permet de vérifier que l'épaisseur totale de la cornée est suffisante pour supporter l'amincissement induit par une photoablation de surface ou un LASIK.

La topographie cornéenne influence le choix d'une option technique chirurgicale

Le choix entre une photoablation de surface et un LASIK, lorsque ces techniques sont envisageables pour corriger une formule de réfraction sphérocylindrique, est conditionné par la topographie. Le risque relatif d'ectasie cornéenne secondaire étant plus élevé après LASIK, les conditions requises pour envisager cette technique sont beaucoup plus strictes. En absence de kératocône suspect, on préférera une photoablation de surface lorsqu'il existe une asymétrie de puissance ou d'axe d'astigmatisme sur les cartes axiales et tangentielles, un décentrement de l'apex sur les cartes d'élévation, une épaisseur centrale légèrement inférieure à 500 microns ou un décentrement du point le plus fin sur la carte de pachymétrie.

Données de la topographie cornéenne pour le protocole chirurgical

Les photoablations personnalisées guidées par la topographie intègrent les mesures de courbure et d'élévation. Les photoablations personnalisées sont souvent guidées par la topographie et l'aberrométrie afin d'optimiser la qualité de vision postopératoire, notamment nocturne. Les protocoles sont établis grâce à des logiciels dans lesquels sont importés des fichiers informatiques de données provenant du topographe et de l'aberromètre. Aux données de natures réfractives, anatomiques et fonctionnelles s'ajoute la reconnaissance irienne qui permet une meilleure superposition des mesures préopératoires et du traitement. Le protocole de traitement est délivré par le laser Excimer avec une grande précision grâce aux systèmes d'asservissement du faisceau laser (*tracking*) actuellement très rapides, tridimensionnels et rotatifs.

Topographie cornéenne postopératoire

La topographie permet d'objectiver les modifications anatomiques induites par la chirurgie et d'établir des corrélations avec le résultat réfractif (correction sphérocylindrique) et la fonction visuelle. La qualité de vision, notamment nocturne en dilatation pupillaire mésopique et scotopique, dépend de la zone optique fonctionnelle [1], de la régularité de la surface traitée et de son centrage. La topographie différentielle permet de comparer les cartographies préopératoires et postopératoires. Ces dernières permettent de bien comprendre les effets anatomiques et fonctionnels de la chirurgie réfractive cornéenne, mais aussi de suivre leur éventuelle évolution.

Après chirurgie réfractive, les modifications anatomiques ont un retentissement direct sur la fiabilité de certaines mesures. La kératométrie simulée (Sim-K) mesurée dans les 3 mm centraux fait une estimation correcte des valeurs de

kératométrie centrale sur des cornées non opérées. Après chirurgie réfractive, les modifications de courbure centrale de la cornée, qui ne peuvent pas être directement mesurées, sont sous-estimées [1]. Cela pose une difficulté pour la précision des calculs d'implants pseudophakes, la valeur de la kératométrie centrale étant un paramètre important des formules de calculs d'implants. Les modifications de la face antérieure de la cornée induites par la chirurgie sont bien mesurées par tous les topographes. L'élévation postérieure n'est pas significativement modifiée après LASIK [2, 3]. Les mesures de l'élévation postérieure enregistrées avec le balayage d'une fente optique (Orbscan™) peuvent être affectées par les modifications anatomiques et cicatricielles du stroma cornéen. L'interface créée par le volet d'un LASIK réduit ainsi la fiabilité de ces mesures et, en conséquence, celles de la pachymétrie optique qui est sous-estimée [4]. Ce point est important à considérer pour la bonne interprétation des valeurs réelles d'amincissement cornéen lié à la photoablation et des chiffres de pression intraoculaire postopératoires. En revanche, les topographes fonctionnant avec une caméra Scheimpflug enregistrent des mesures de la pachymétrie postopératoire qui sont comparables à celles qui sont obtenues par les ultrasons [4, 5]. Rappelons que les méthodes de mesure de référence de la pachymétrie centrale sont les ultrasons et l'OCT qui permet en outre des mesures périphériques et sélectives (épithélium, stroma, interface d'un volet de LASIK).

Les figures 4.1 à 4.10 sont des illustrations des différentes situations cliniques rencontrées en chirurgie réfractive cornéenne. Les cartes sont ici fournies principalement par le topographe Orbscan™ de la société Technolas PV qui associe une topographie Placido et une topographie d'élévation par balayage d'une fente lumineuse.

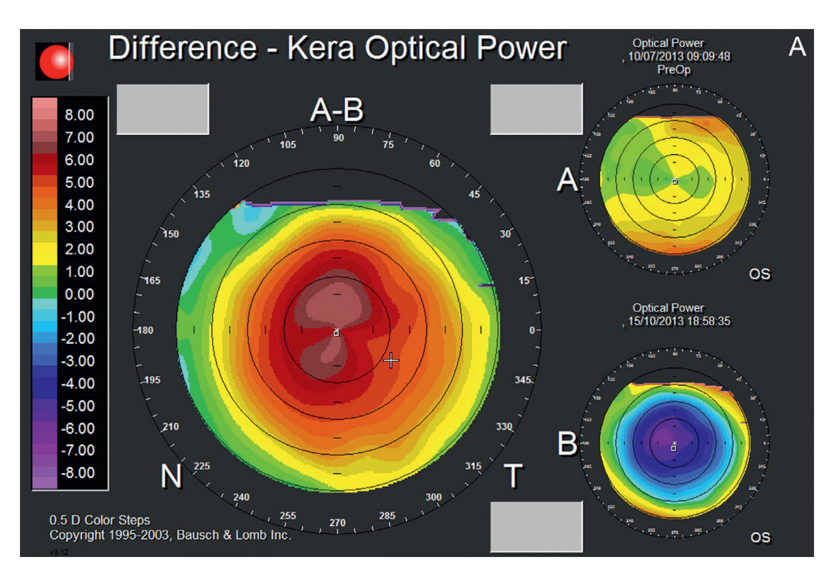
Conclusion

La topographie cornéenne occupe une place prépondérante pour l'analyse des rayons de courbure de la cornée en cas de procédure de chirurgie réfractive. Cette exploration complémentaire de la cornée fait partie des outils indispensables dans le bilan préopératoire de chirurgie réfractive cornéenne, avec notamment l'objectif de préciser les irrégularités de rayon de courbure et de détecter les cornées suspectes de kératocône qui représentent une contre-indication.

L'apport de la topographie cornéenne d'élévation permet une meilleure analyse de l'asphéricité des faces antérieure et postérieure avec obtention de cartographies pachymétriques.

Les données topographiques peuvent être analysées en tenant compte de l'évolution dans le temps.

Après chirurgie réfractive cornéenne, certains artefacts d'acquisition peuvent faire compléter le bilan par aberrométrie et par analyses de la structure cornéenne en OCT de très haute résolution.



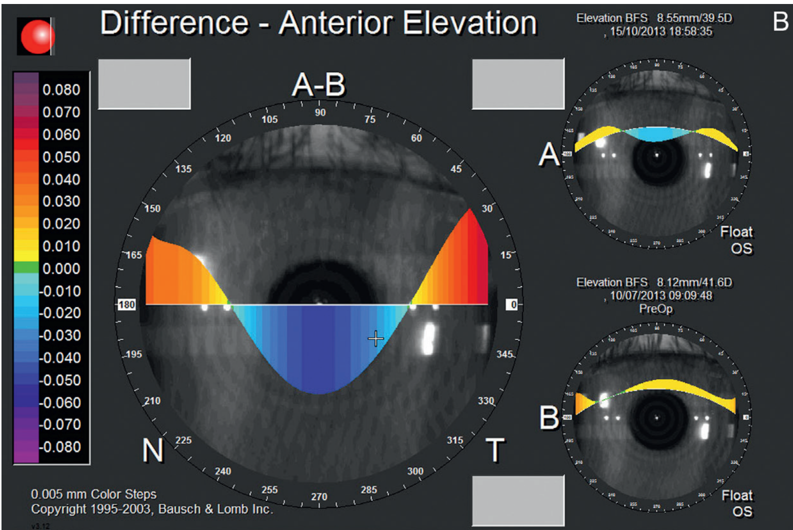
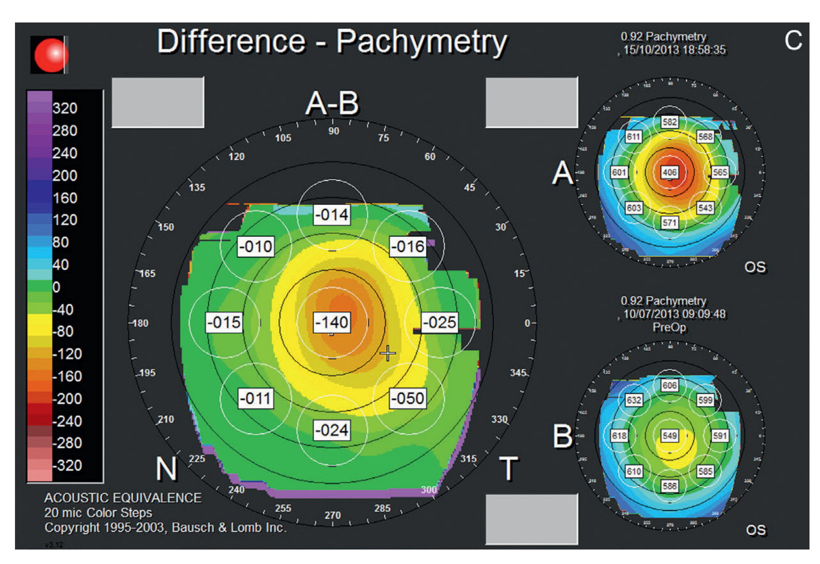


Figure 4.1. Imagerie topographique de la correction d'une myopie par la technique du LASIK.
On retrouve successivement et respectivement une carte différentielle pré- et postopératoire de puissance réfractive cornéenne antérieure ou carte de puissance optique (A) montrant une réduction de la puissance réfractive centrale après la chirurgie, une carte différentielle de profil d'élévation antérieure (B) montrant l'aplatissement cornéen central, une carte différentielle de pachymétrie



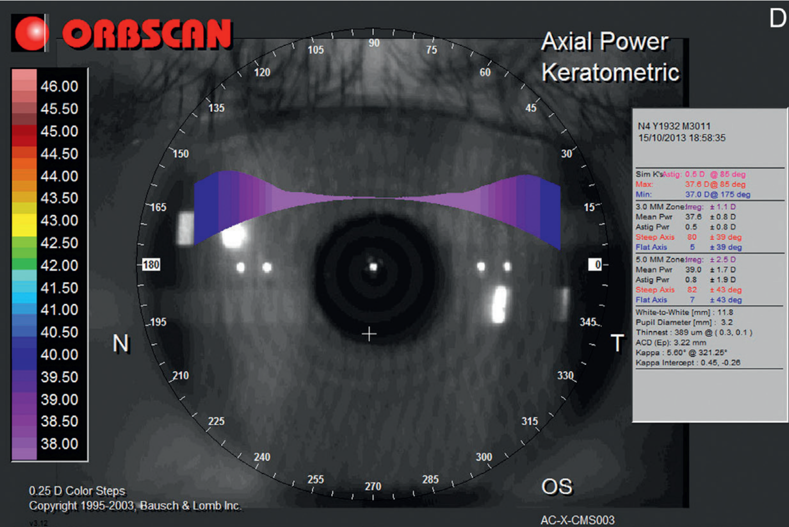
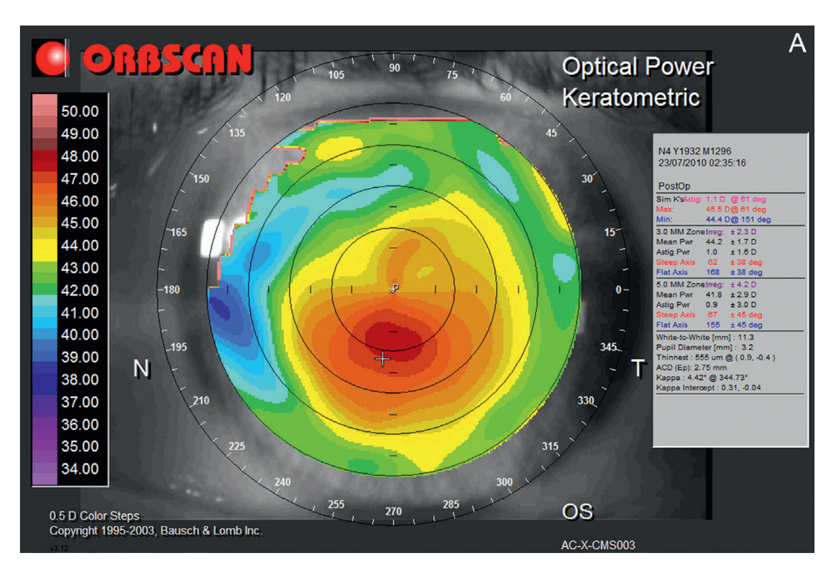


Figure 4.1. Suite.
(C) objectivant l'amincissement central (attention à la précision des mesures de pachymétrie optique après la chirurgie) et le profil de la carte axiale postopératoire (D).



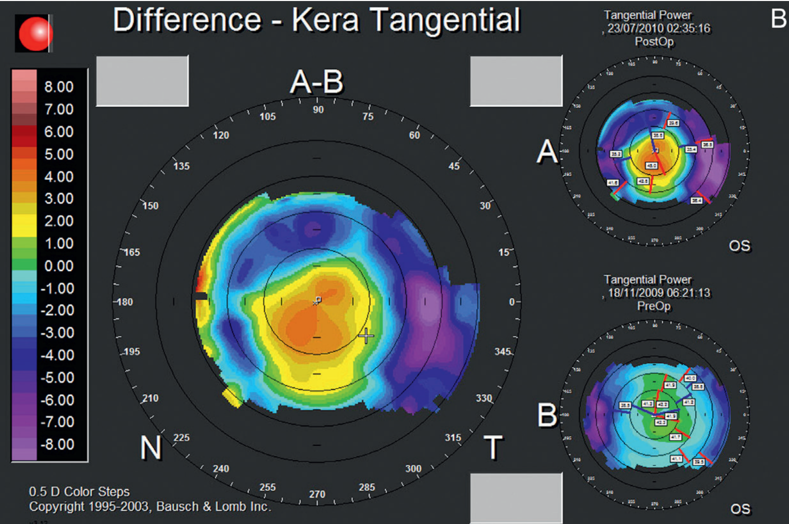
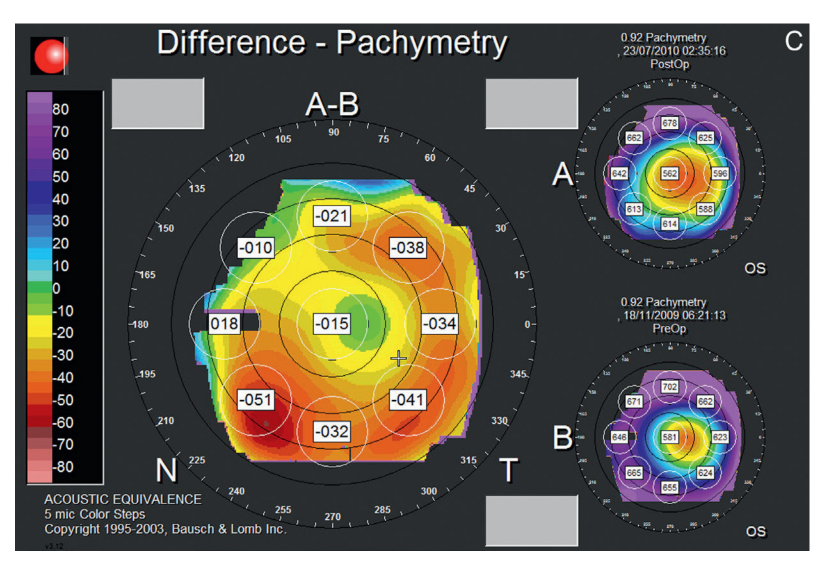


Figure 4.2. Imagerie topographique de la correction d'une hypermétropie par la technique du LASIK.
On retrouve successivement sur ces cartes l'augmentation de la puissance réfractive cornéenne antérieure après chirurgie (A), l'augmentation de la courbure centrale sur les cartes tangentielles (B),



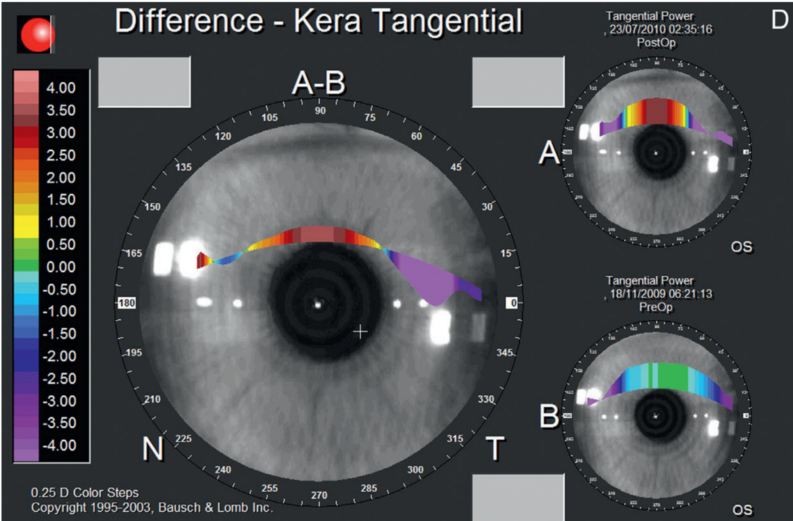


Figure 4.2. Suite.
l'amincissement cornéen périphérique (C) sur les cartes de pachymétrie (noter que la cornée centrale est pratiquement épargnée par la photoablation) et le profil de kératométrie postopératoire sur les cartes tangentielles (D).

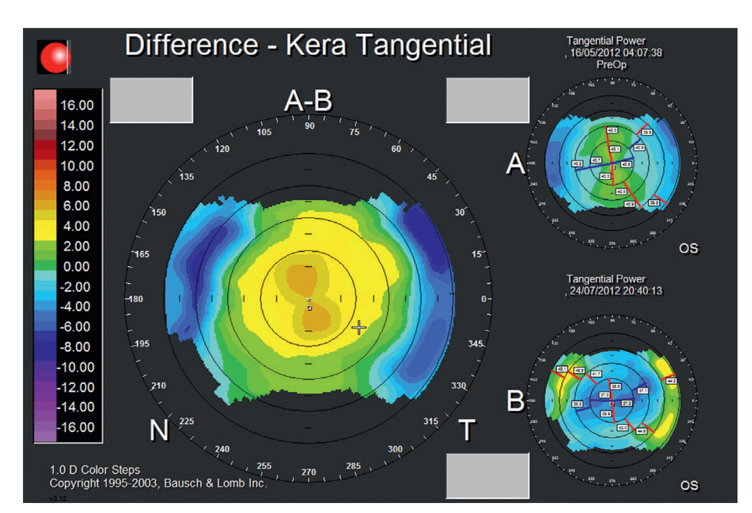


Figure 4.3. Topographie différentielle des cartes tangentielles avant et après correction d'un astigmatisme myopique composé par la technique du LASIK. Il est intéressant de noter la parfaite correspondance (axe et puissance de l'astigmatisme) entre traitement délivré et la cartographie préopératoire.

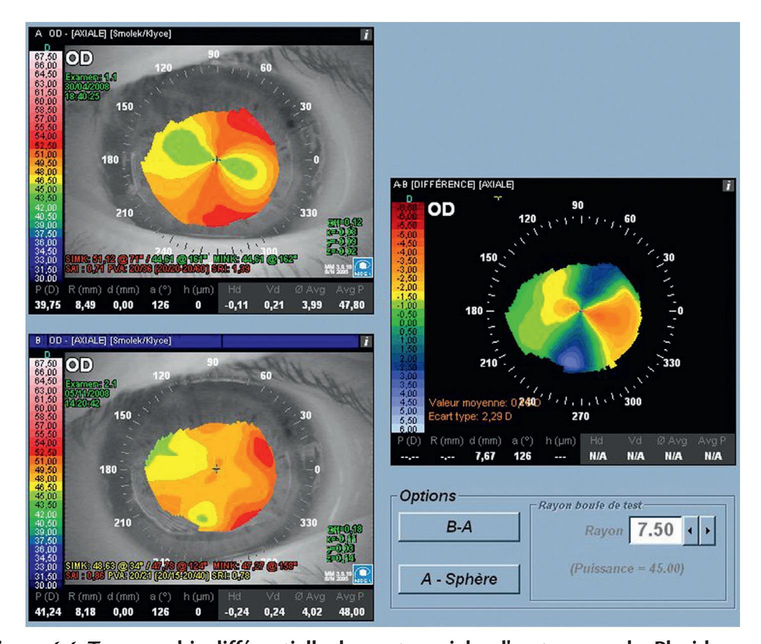
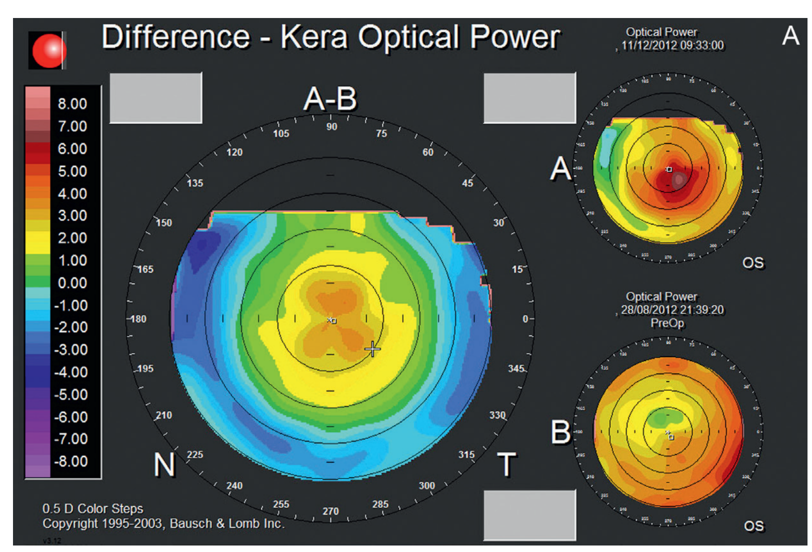


Figure 4.4. Topographie différentielle des cartes axiales d'un topographe Placido (Magellan® de la société Nidek™) illustrant la correction d'un fort astigmatisme par des incisions cornéennes arciformes antérieures réalisées avec un laser Femtoseconde.



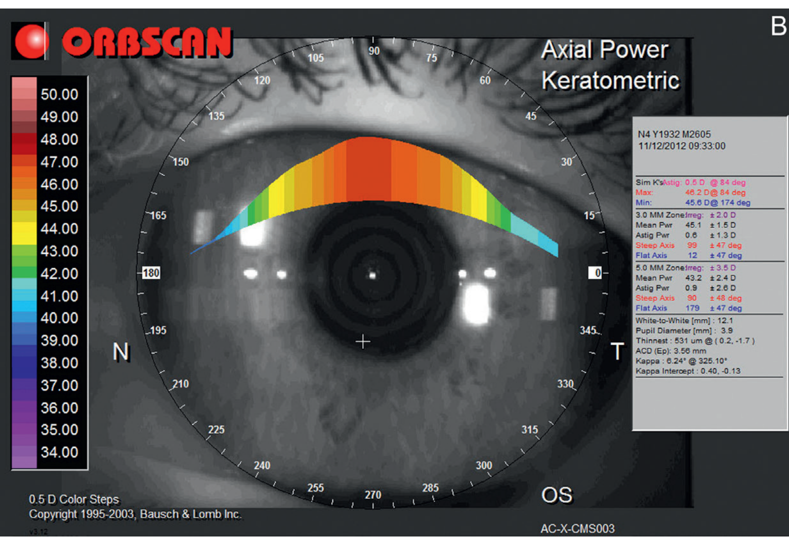
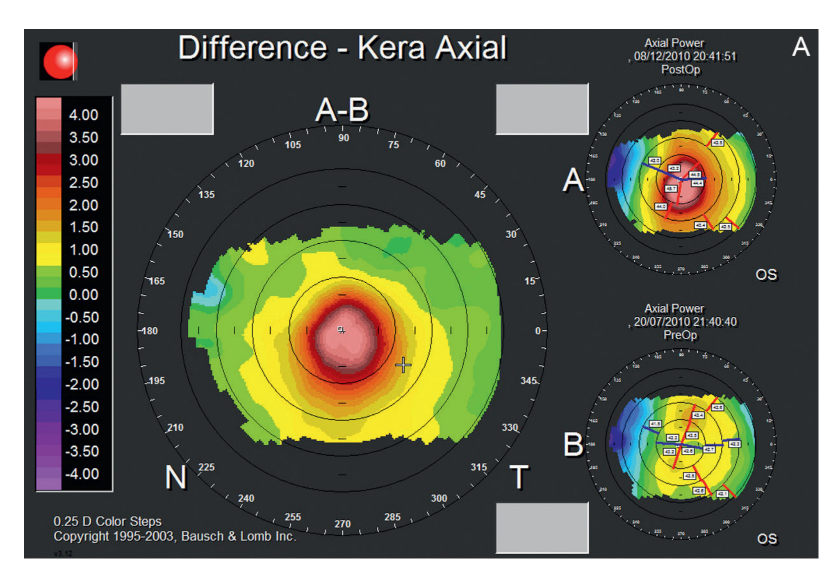


Figure 4.5. Illustrations topographiques de la correction de la presbytie par une technique de Presbylasik.

Les cartes différentielles pré- et postopératoires sur les cartes de puissance réfractive (A) objectivent l'accentuation importante de la kératométrie centrale (effet myopisant pour la vision de près sans correction) avec un profil caractéristique (B).



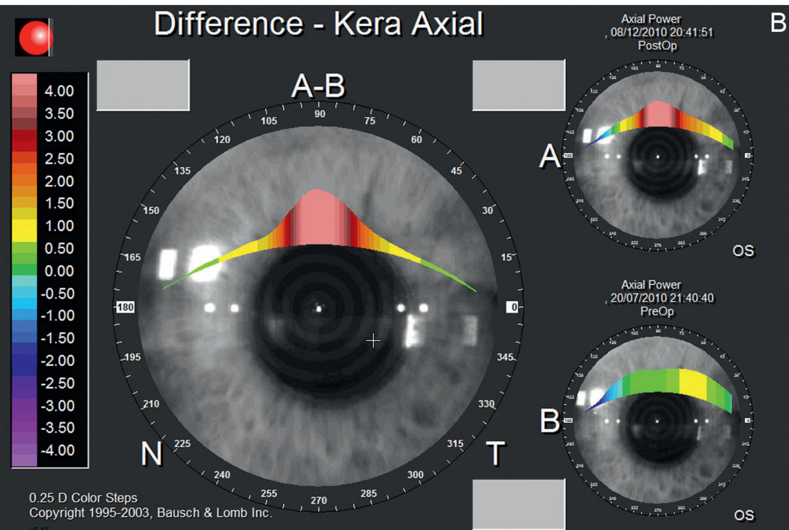
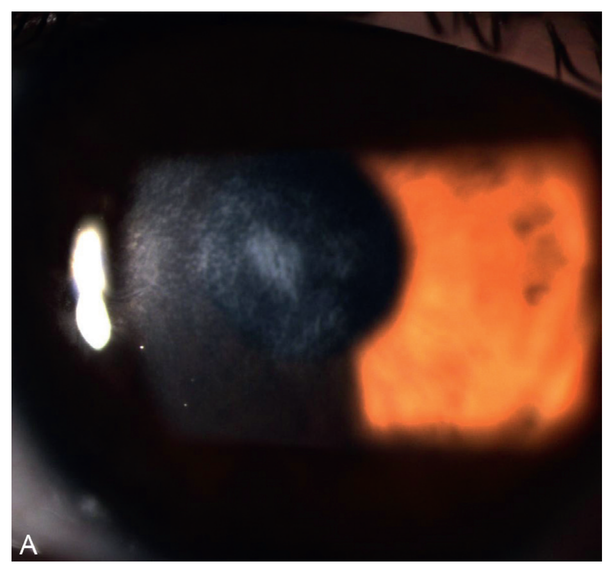


Figure 4.6. Topographie différentielle sur les cartes axiales de face (A) et de profil (B) d'une correction de la presbytie par la technique IntraCor®.
La kératométrie centrale est ici fortement localement accentuée avec une transition abrupte pour ne pas pénaliser la vision de loin assurée par la partie paracentrale et périphérique de la cornée chez ce patient emmétrope (chirurgie unilatérale sur l'œil non directeur).



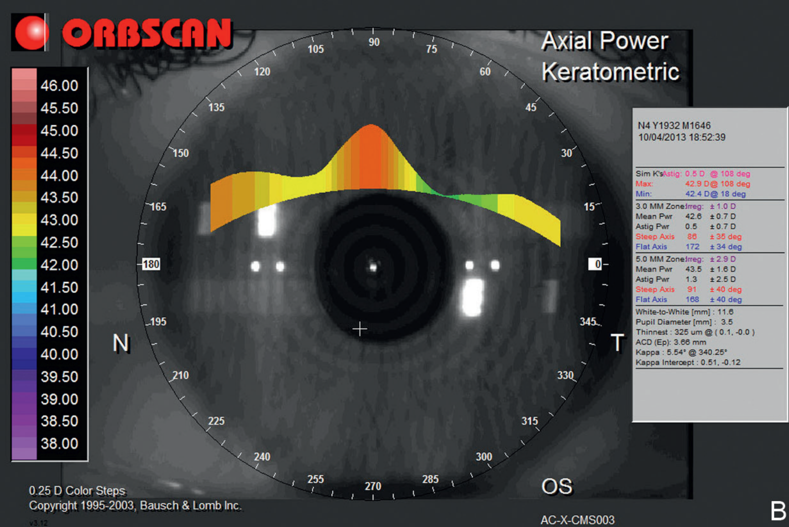
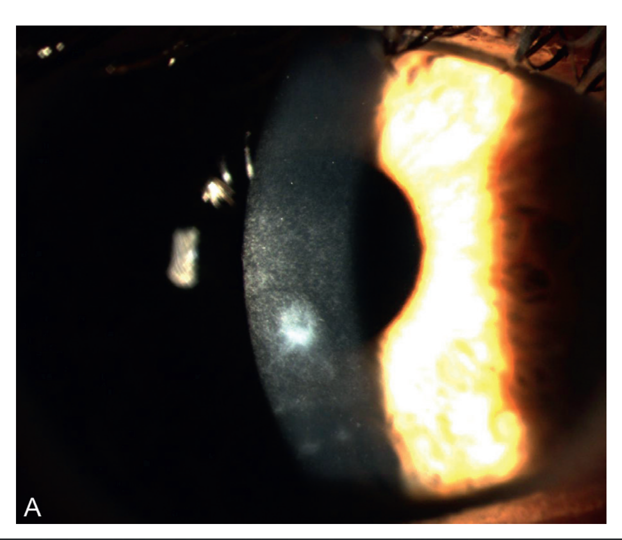


Figure 4.7. Biomicroscopie d'un *haze* fibreux (A) compliquant une photoablation de surface réalisée pour corriger une myopie et sa conséquence topographique en profil de carte axiale sous forme d'îlot de bombement central (B).



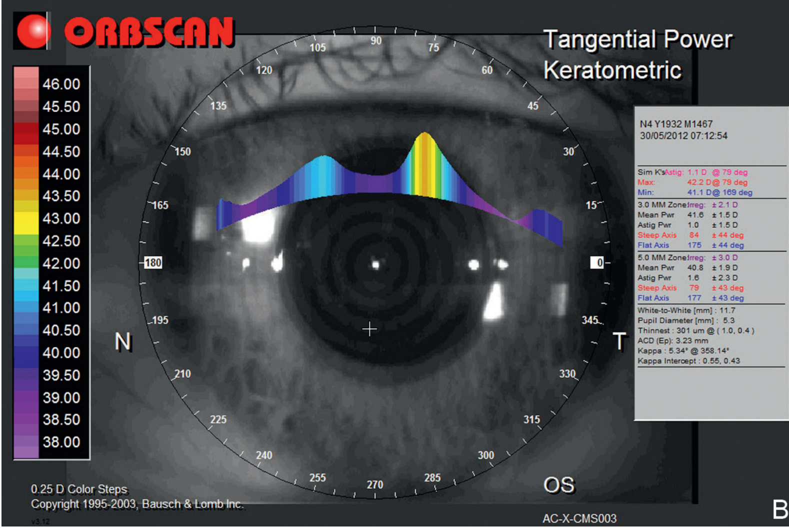


Figure 4.8. Biomicroscopie d'un nodule fibreux paracentral provoquant un astigmatisme irrégulier (A) dans les suites d'une photoablation de surface réalisée pour corriger une myopie et sa traduction topographique sur le profil de la carte tangentielle (B).

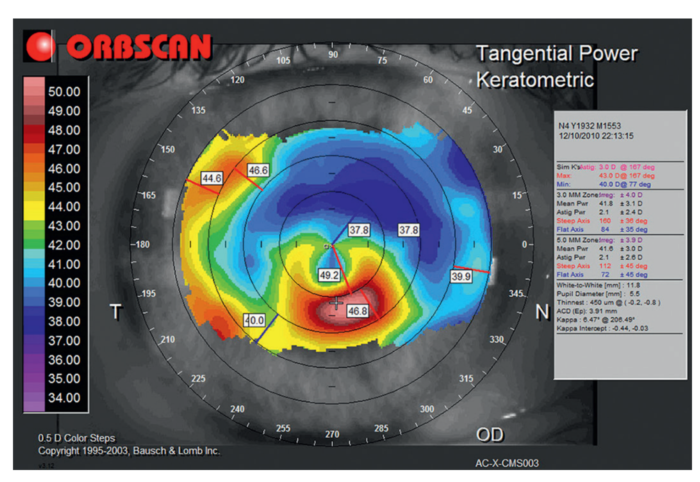


Figure 4.9. Représentation topographique sur une carte tangentielle d'une ectasie cornéenne secondaire survenue dans les suites d'un LASIK et provoquant une régression réfractive.
La topographie cornéenne est obligatoire avant toute retouche chirurgicale pour éliminer une ectasie secondaire qui représente une contre-indication absolue.

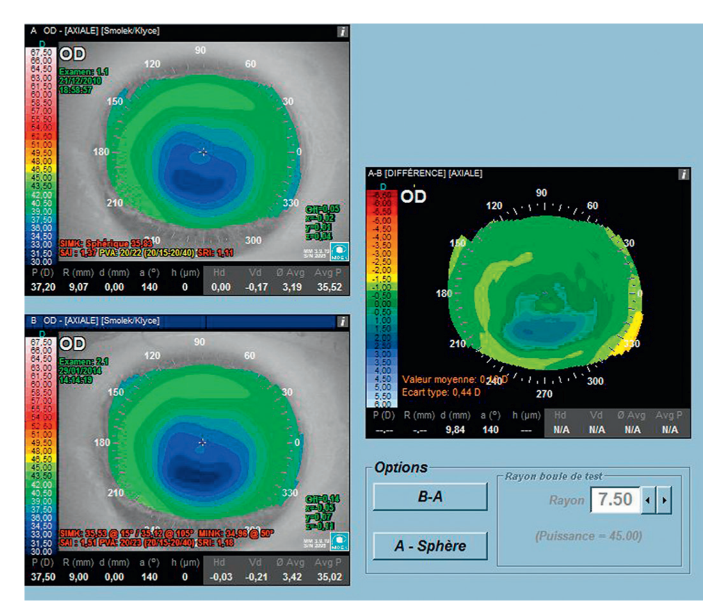


Figure 4.10. Topographie différentielle de cartes axiales : le phénomène de l'hypermétropisation progressive, après kératotomie radiaire réalisée 30 ans auparavant, est bien objectivé sur deux examens pratiqués à 3 ans d'intervalle.

Références

[1] Damien Gatinel. Topographie cornéenne. Paris : Elsevier Masson ; 2011.
[2] Khairat YM, Mohamed YH, Moftah IA, Fouad NN. Evaluation of corneal changes after myopic LASIK using the Pentacam®. Clin Ophthalmol 2013 ; 7 : 1771–6.
[3] Sy ME, Ramirez-Miranda A, Zarei-Ghanavati S, et al. Comparison of posterior corneal imaging before and after LASIK using dual rotating scheimpflug and scanning slit-beam corneal tomography systems. J Refract Surg 2013 ; 29 : 96–101.
[4] Park SH, Choi SK, Lee D, et al. Corneal thickness measurement usint Orbscan, Pentacam, Galilei and ultrasound in normal and post-Femtosecond laser in situ keratomileusis eyes. Cornea 2012 ; 31 : 978–82.
[5] Huang J, Lu W, Savini G, et al. Evaluation of corneal thickness using a Scheimpflug-Placido disk corneal analyser and comparison with ultrasound pachymetry in eyes after laser in situ keratomileusis. J Cataract Refract Surg 2013 ; 39 : 1074–80.

CHAPITRE 5

Topographie cornéenne et greffe de cornée

L. Laroche, I. Goemaere

Points forts

- La topographie des rayons de courbure permet une analyse de l'astigmatisme après greffe de cornée avec un avantage aux cartographies de la face antérieure.
- L'analyse de la réponse en matière d'astigmatisme post-greffe permet de mieux anticiper l'astigmatisme résiduel et de proposer les gestes chirurgicaux complémentaires les mieux adaptés.
- La phase postopératoire après ablation de toutes les sutures est la plus représentative de l'astigmatisme à corriger soit par technique chirurgicale complémentaire, soit par lentille de contact ou verre correcteur.

Limites

- Les cartographies d'élévation des topographes cornéens sont peu fiables après greffe de cornée en raison de l'importante modification des rapports entre la face antérieure et la face postérieure de la cornée, mais aussi des modifications de la réflectivité cornéenne par œdème et/ou la présence des interfaces chirurgicales.
- Les très forts astigmatismes et leur importante irrégularité représentent aussi une limite de fiabilité de mesure des topographes cornéens.

Introduction

La récupération visuelle après une greffe de cornée transparente est souvent limitée par un astigmatisme important, le plus fréquemment irrégulier. Ceci est vrai tant pour les kératoplasties transfixiantes (KT) (figure 5.1) que pour les kératoplasties lamellaires antérieures profondes (KLAP). Les greffes endothéliales (DSEK, DMEK) engendrent peu d'astigmatisme induit (figure 5.2) et retentissent donc peu sur la topographie cornéenne.
La géométrie de la cornée a les plus grandes conséquences optiques et l'on conçoit donc l'intérêt de son analyse topographique [1, 2]. La gestion de l'astigmatisme cornéen induit s'effectue avant et après l'ablation des sutures [3]. Connaître la topographie cornéenne est donc indispensable pour gérer des sutures, adapter des lentilles de contact ou planifier une chirurgie cornéenne réfractive.

Différents appareils de topographie cornéenne

Les deux grands types de topographes (disque de Placido modifié, ou élévation) peuvent être utilisés.
Les topographes de Placido (TMS-4® de Tomey par exemple) utilisent l'analyse informatique de la réflexion spéculaire des images projetées sur la face antérieure de la cornée qui se comporte comme un miroir convexe grâce au film lacrymal (figure 5.3). La numérisation de l'image cornéenne d'un disque de Placido modi-

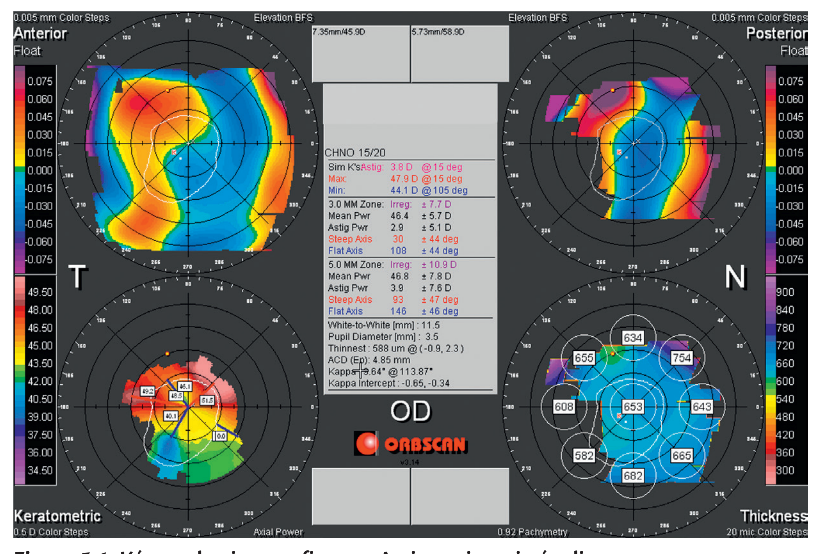


Figure 5.1. Kératoplastie transfixante. Astigmatisme irrégulier.

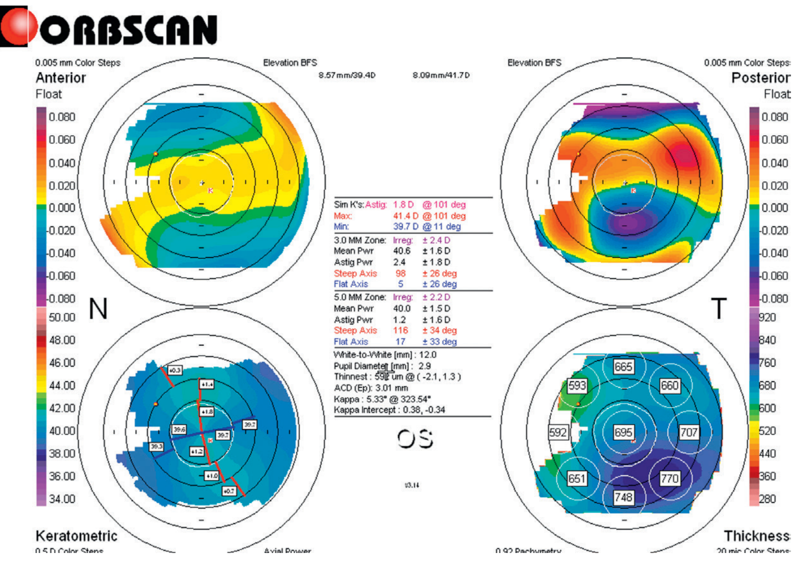


Figure 5.2. DMEK (*Descemet membrane endothelial keratoplasty*) : la topographie cornéenne ne montre pas d'astigmatisme induit.

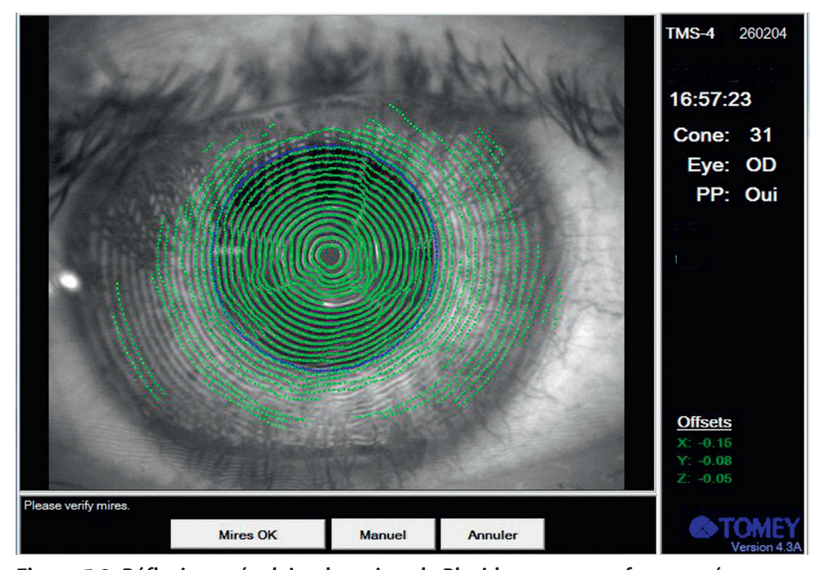


Figure 5.3. Réflexion spéculaire des mires de Placido sur une surface cornéenne irrégulière.

fié permet d'extrapoler la courbure de la face antérieure en analysant la distance entre le reflet des anneaux lumineux projetés par l'appareil (figure 5.4). Diverses classifications ont été proposées, selon l'aspect topographique post-greffe [4].

Les topographes d'élévation mesurent directement les coordonnées spatiales et de surface cornéenne en utilisant le balayage d'une fente lumineuse ou la rotation d'une caméra Scheimpflug (figure 5.5). Les données d'élévation de la face postérieure permettent de déduire l'épaisseur de la cornée grâce à une carte de pachymétrie. Certains appareils (comme l'Orbscan™ de Bausch & Lomb, TMS-5®de Tomey) combinent les deux techniques (Placido et élévation), d'autres produisent les topographie de type spéculaire et d'élévation à partir d'une acquisition par principe de caméra Scheimpflug (Pentacam™ d'Oculus, Galilei™ de Zimmer).

Les algorithmes utilisés par les topographes d'élévation à balayage sont très sensibles pour les cornées de forme peu modifiée et à la transparence normale. En revanche, ces analyses d'élévation sont, elles, peu sensibles, peu reproductibles et en un mot peu fructueuses pour analyser la topographie cornéenne des cornées greffées. Les données mesurées par le topographe sont de nature géométrique (courbure cornéenne ou élévation cornéenne) alors que le clinicien s'intéresse davantage aux données réfractives et donc optiques [5]. La transformation des données géométriques (courbure, toricité) en données optiques (puissance, astigmatisme) nécessite plusieurs hypothèses et approximations. La qualité des

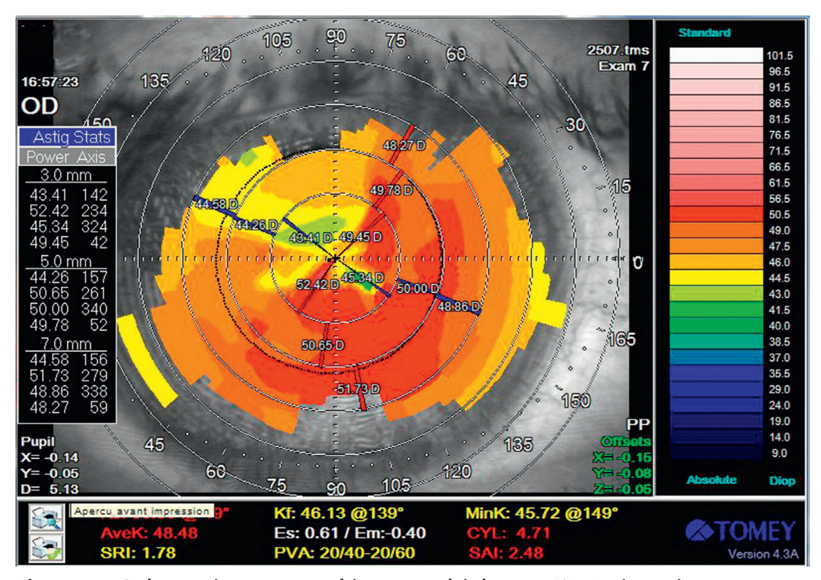
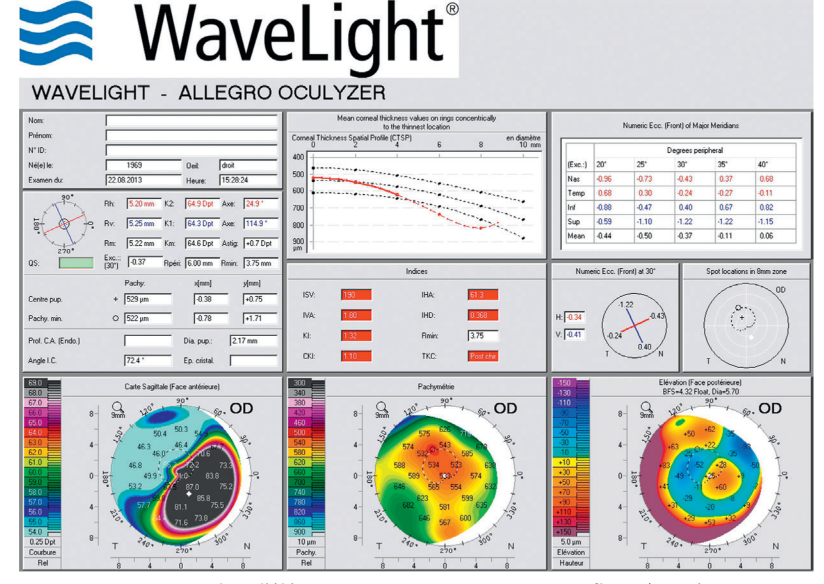


Figure 5.4. Présentation topographique numérisée post-KT. Astigmatisme irrégulier (« steep-flat »).



(Exc.:)	20°	25°	30°	35°	40°
Nas	-0.96	-0.73	-0.43	0.37	0.68
Temp	0.68	0.30	-0.24	-0.27	-0.11
Inf	-0.88	-0.47	0.40	0.67	0.82
Sup	-0.59	-1.10	-1.22	-1.22	-1.15
Mean	-0.44	-0.50	-0.37	-0.11	0.06

Figure 5.5. Topographie d'élévation post-KT. Aspect « steep flat » (caméra Scheimpflug).

mesures est d'autant meilleure que la surface cornéenne est proche d'une sphère et que l'on est proche de l'axe visuel. La qualité des données concernant la face postérieure cornéenne est donc médiocre après greffe, en raison du caractère très asphérique de ces cornées, de la transparence stromale souvent imparfaite, de l'existence d'une interface, et donc d'une faible reproductibilité (figure 5.6). Le même type de remarques est valable pour les caméras Scheimpflug.

C'est donc par leur fonction Placido que les topographes s'avèrent intéressants pour les greffes de cornée.

Compte tenu de la prépondérance du dioptre cornéen antérieur dans le pouvoir optique de l'œil, il est préférable de n'utiliser que les données de la face antérieure, complexe, asymétrique, irrégulière et asphérique [6]. Le bon alignement du patient et la qualité du film lacrymal ont une grande importance pour l'interprétation des résultats. Les artefacts liés à une rivière lacrymale abondante sont particulièrement trompeurs, et plusieurs mesures peuvent être nécessaires (figure 5.7).

L'astigmatisme cornéen est d'étiologie multifactorielle (qualité de trépanation, effet des sutures, incongruence tissulaire, cicatrisation, etc.). Mais dans tous les cas, c'est la topographie de la face antérieure de la cornée qui guidera l'acte thérapeutique, en n'oubliant pas de comparer ces données à celles de la réfraction.

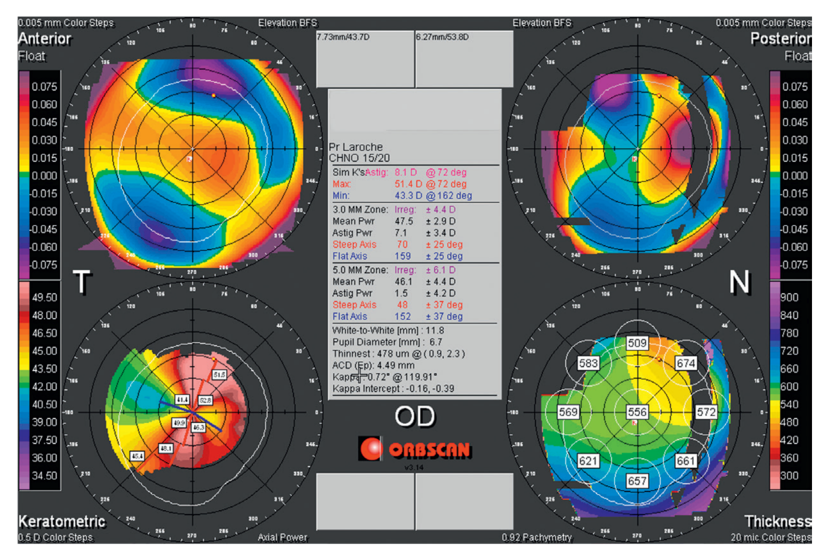


Figure 5.6. Présentation spéculaire (en bas à gauche) et d'élévation (en haut à gauche et en haut à droite). Astigmatisme post-KT.

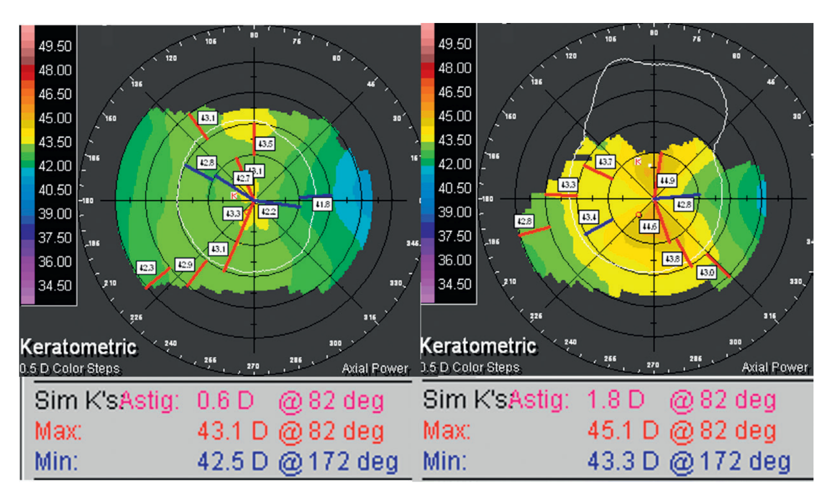


Figure 5.7. Film lacrymal normal à gauche, épaissi sur la même cornée à droite (cornée normale, non greffée).

Apport en pratique clinique

Le suivi des greffes de cornée se fait par rapport à deux éléments essentiels :

- la tolérance du greffon et la recherche de signes de rejet : cette surveillance se fait par l'examen clinique à la lampe à fente , par la mesure pachymétrique du greffon, avec si possible une imagerie par OCT de la cornée ;
- la gestion de la réfraction postopératoire est basée sur un élément important en matière de greffe de cornée, à savoir l'astigmatisme cornéen résultant du geste chirurgical.

La topographie cornéenne représente une approche indispensable de la gestion de l'astigmatisme par son analyse sous forme de cartographie des rayons de courbure du greffon.

Le rôle important des sutures du greffon sur l'astigmatisme peut être analysé par la topographie avec deux phases du suivi représentées par la première phase de la greffe en présence de sutures, puis la deuxième phase après ablation des sutures qui, souvent, entraîne un retentissement sur la puissance et l'axe de l'astigmatisme.

Phase postopératoire de la greffe de cornée avant l'ablation des sutures

Il est aisé d'agir sur les sutures, en enlevant les points séparés trop serrés (méridien trop cambré) (figure 5.8) ou en modifiant la tension du surjet (en relâchant la tension au niveau du méridien cambré et en la répartissant au niveau du méridien le plus plat). Toutefois, les manipulations du surjet s'avèrent bien souvent

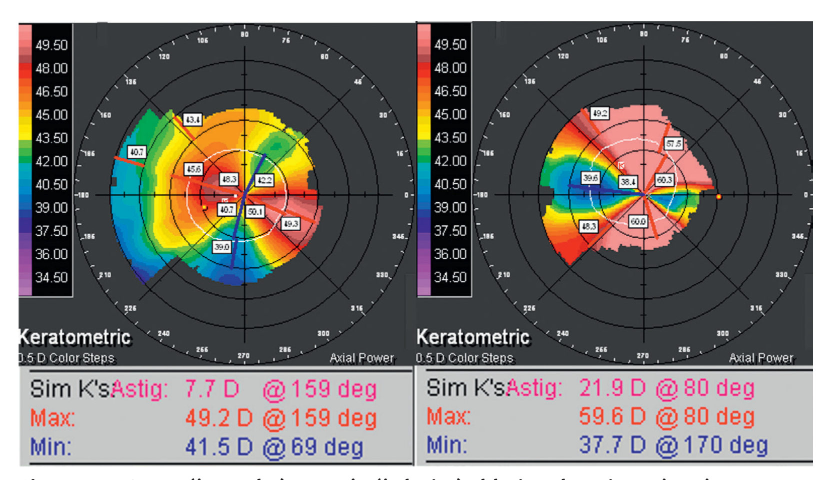


Figure 5.8. Avant (à gauche) et après (à droite) ablation de points séparés sur une cornée greffée. Un astigmatisme géant et d'axe perpendiculaire apparaît.

délicates et parfois hasardeuses. Elles ne sont plus guère pratiquées, en raison du risque de rupture du surjet. L'axe du cylindre positif correspond habituellement au méridien le plus puissant et donc au méridien le plus bombé de la cornée. Devant un astigmatisme postopératoire important, le fil de suture à ôter en priorité est le fil correspondant à l'axe du cylindre positif [7]. L'expression en cylindre positif est particulièrement adaptée quand on s'intéresse au méridien cornéen le plus bombé et par conséquent aux situations où l'on est amené à faire un geste relaxant.

Phase postopératoire de la greffe de cornée après l'ablation généralisée des sutures

L'ablation des sutures ne doit pas être trop précoce (pas avant 15 à 18 mois, en tout cas après 3 mois sans corticothérapie) sous peine d'entraîner un décalage du greffon. On a souvent la surprise de voir se modifier (figure 5.9) ou apparaître un astigmatisme important et irrégulier qui était masqué par les sutures (figures 5.8 et 5.10). L'astigmatisme post-greffe est fonction de la répartition des contraintes biomécaniques intrastromales, dont l'étude topographique de la surface ne donne qu'une image partielle. L'astigmatisme irrégulier postopératoire réalise le plus souvent une réponse globale de type aplati ou « steep-flat » (figure 5.11).
Il est théoriquement possible d'agir sur le méridien le plus plat, en cas d'astigmatisme géant, lorsqu'il apparaît pathologique (en cas de décalage du greffon par exemple) en réalisant une résection en coin (corneal wedge résection). Mais cette technique est peu précise et aléatoire, aussi est-elle peu utilisée.

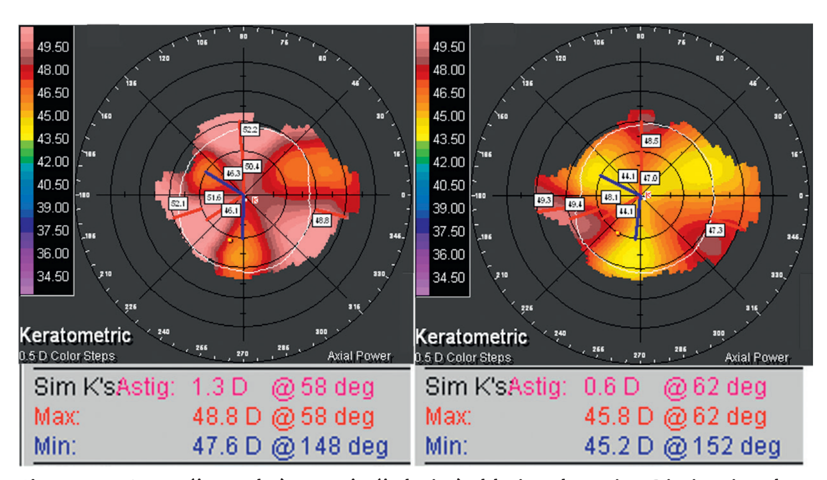


Figure 5.9. Avant (à gauche) et après (à droite) ablation du surjet. Diminution de l'astigmatisme.

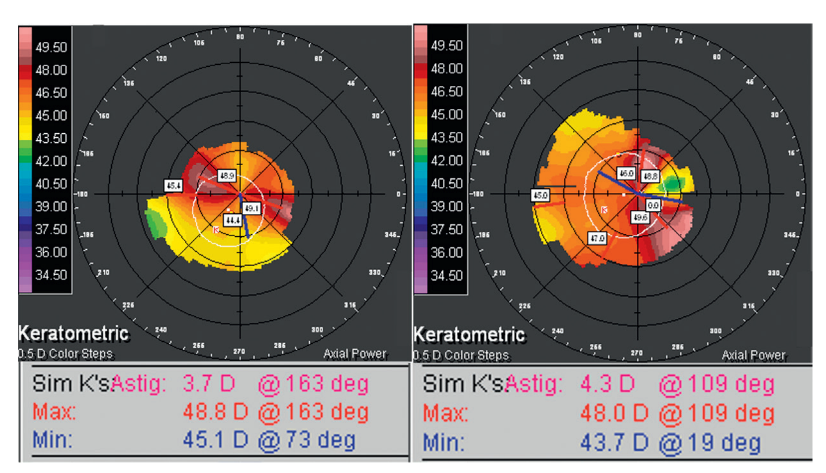


Figure 5.10. Avant (à gauche) et après (à droite) ablation du surjet. Augmentation de l'astigmatisme irrégulier.

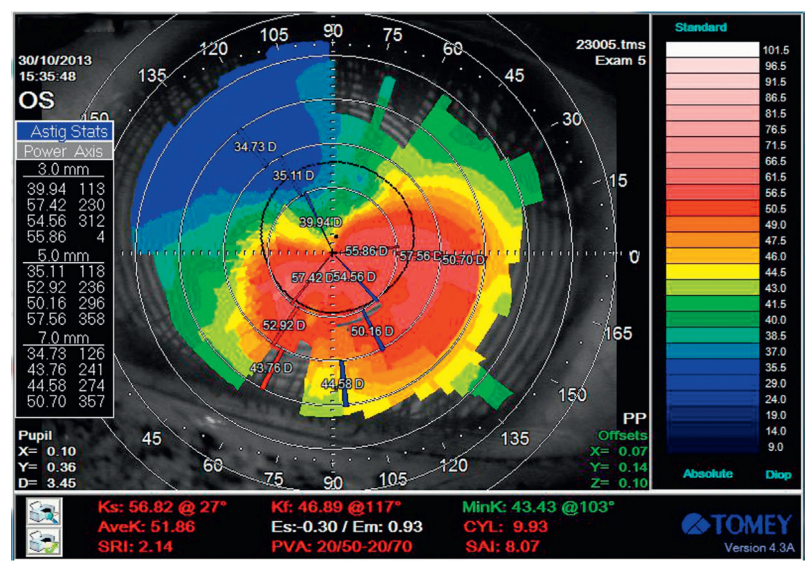


Figure 5.11. Aspect topographique « steep flat » caractéristique de l'astigmatisme post-KT.

L'essentiel des actions chirurgicales concerne les méridiens les plus bombés, susceptibles d'être « relaxées » par des incisions arciformes réalisées avec l'arcitome de Hanna ou au laser Femto-seconde [8, 9] (figure 5.12). La topographie cornéenne guide le geste, sous réserve de bonne correspondance avec les données réfrac-

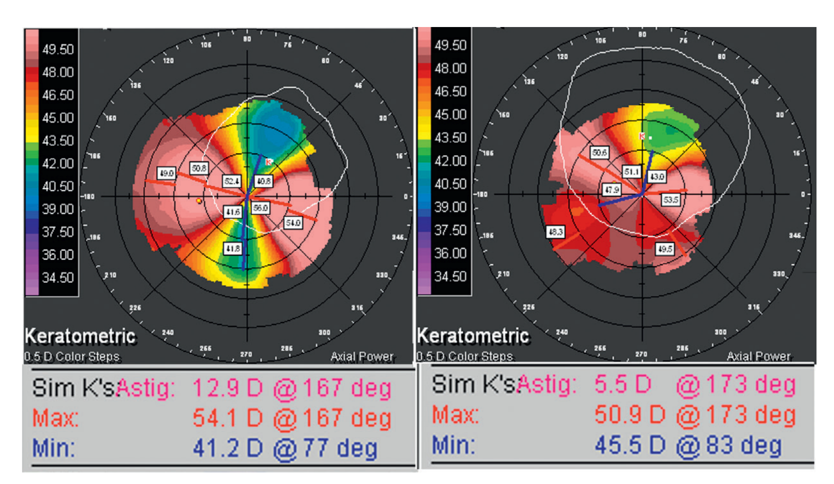


Figure 5.12. Les incisions arciformes centrées sur le méridien le plus cambré permettent une réduction de l'astigmatisme environ de moitié.

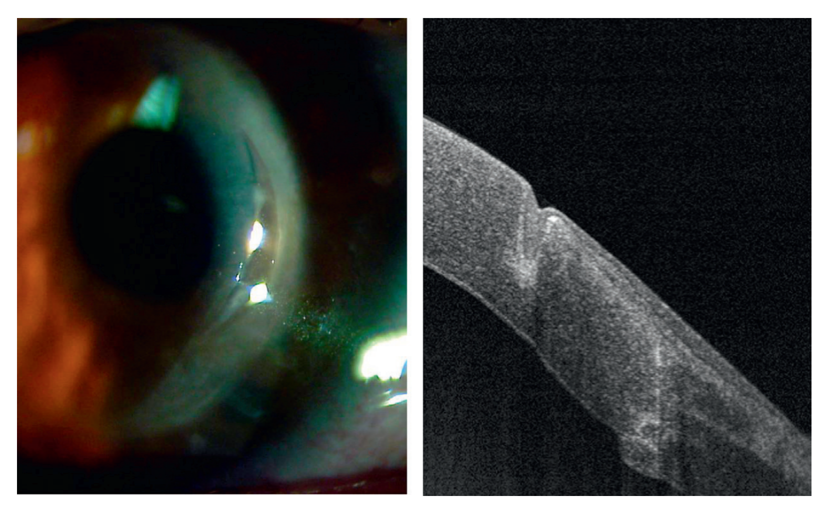


Figure 5.13. Aspect biomicroscopique et en *OCT spectral domain* d'une incision arciforme ancienne. Les berges baillent et le comblement épithélial incomplet crée une surface irrégulière.

tives. Les incisions arciformes de surface comportent un risque infectieux non négligeable chez des patients cortisonés (en plus du risque de rejet iatrogène) et peuvent fréquemment « bailler » (figure 5.13), ce qui donne un effet d'aplanissement marqué sur les relevés topogaphiques.

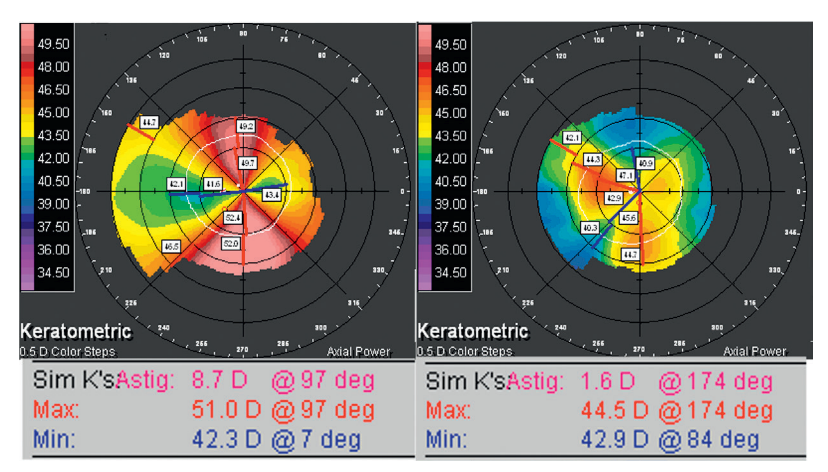


Figure 5.14. Relevés topographiques : avant (à gauche) et après (à droite) la réalisation d'incisions arciformes sous un capot cornéen.

Le LASIK peut être indiqué après KT [10] ou KLAP [11], lorsqu'une composante sphérique coexiste avec un astigmatisme modéré (inférieur à 6 dioptries). La topographie et le cylindre positif guident le geste.

La meilleure option, en cas d'astigmatisme cornéen important le plus souvent associé à une composante sphérique, est de combiner, en deux temps, des kératotomies arciformes profondes non transfixiantes (DIAK ou *deep intrastromal arcuate keratotomy*) [12] à une découpe lamellaire de surface (capot cornéen) grâce au laser Femto-seconde (figure 5.14). Après quelques semaines permettant la relaxation des contraintes intrastromales libérées par les incisions arciformes et lamellaires, l'analyse topographique et réfractive permet de guider la photoablation intrastromale complémentaire (LASIK).

Au terme de ces manœuvres chirurgicales, la correction optique d'une amétropie sphéro-cylindrique régulière résiduelle est souvent possible grâce au port de lunettes, en se guidant essentiellement sur le cylindre positif et la sphère. La correction d'une amétropie sphérocylindrique irrégulière résiduelle sera guidée par les données topographiques et optiques pour l'adaptation en lentilles de contact rigides.

Conclusion

La topographie cornéenne est un outil indispensable pour la gestion des astigmatismes post-greffe. Elle permet d'en guider la correction qui est souvent un facteur limitant de la récupération visuelle d'une greffe de cornée par ailleurs réussie.

Ses informations doivent être analysées en complément de la réfraction et de l'imagerie cornéenne par topographie en cohérence optique à haute résolution (*OCT-spectral domain*).

Références

[1] Touzeau O, Borderie V, Carvajal-Gonzalez S, Vedie F, Laroche L. Astigmatisme après kératoplastie transfixiante. Analyse vidéo-kératoscopique d'une série de 60 greffes. J Fr Ophtalmol 1997 ; 20 : 680–8.

[2] Borderie VM, Touzeau O, Laroche L. Videokeratography, keratometry, and refraction after penetrating keratoplasty. J Refract Surg 1999 ; 15 : 32–7.

[3] Fares U, Sarhan AR, Dua HS. Management of post-keratoplasty astigmatism. J Cataract Refract Surg 2012 ; 38 : 2029–39.

[4] Karabatsas CH, Cook SD, Sparrow JM. Proposed classification for topographic patterns seen after penetrating keratoplasty. Br J Ophthalmol 1999 ; 83 : 403–9.

[5] Touzeau O, Borderie V, Loison K, Scheer S, Allouch C, Chastang P, Corrélation entre la réfraction et la topographie cornéenne dans les astigmatismes idiopathiques et post-chirurgicaux. J Fr Ophtalmol 2001 ; 24 : 129–38.

[6] Borderie VM, Georgeon C, Borderie M, Bouheraoua N, Touzeau O, Laroche L. Corneal radius of curvature after anterior lamellar versus penetrating keratoplasty. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol 2014 ; 252 : 449–56.

[7] Fares U, Mokashi AA, Elalfy MS, Dua HS. Sequential selective same-day suture removal in the management of post-keratoplasty astigmatism. Eye 2013 ; 27 : 1032–7.

[8] Hoffart L, Touzeau O, Borderie V, Laroche L. Mechanized astigmatic arcuate keratotomy with the Hanna arcitome for astigmatism after keratoplasty. J Cataract Refract Surg 2007 ; 33 : 862–8.

[9] Loriaut P, Borderie VM, Laroche L. Femtosecond-assisted arcuate keratotomy for the correction of post-keratoplasty astigmatism : vector analysis and accuracy of laser incisions. J Cataract Refract Surg (in press).

[10] Alió JL, Javaloy J, Osman AA, Galvis V, Tello A, Haroun HE. Laser in situ keratomileusis to correct post-keratoplasty astigmatism ; 1-step versus 2-step procedure. J Cataract Refract Surg 2004 ; 30 : 2303–10.

[11] Acar BT, Utine CA, Acar S, Ciftci F. Laser in situ keratomileusis to manage refractive errors after deep anterior lamellar keratoplasty. J Cataract Refract Surg 2012 ; 38 : 1020–7.

[12] Laroche L, Loriaut P, Sandali O, Goemaere I, Basli E, Bouheraoua N, et al. A new combined technique of Deep Intrastromal arcuate keratotomy (DIAK) overlayed by LASIK flap for the treatment of giant astigmatism. Orlando (USA) : Poster ARVO Meeting ; 2014.

CHAPITRE 6

Pachymétrie

M. Sellam, M. Puech

Points forts

- La pachymétrie représente un élément indispensable pour l'analyse de la tension oculaire par corrélation entre le chiffre de tension oculaire mesuré et l'épaisseur cornéenne.
- La pachymétrie avant chirurgie cornéenne ablative est un élément important pour la décision thérapeutique et la mesure du mur postérieur, après traitement. Elle peut alerter sur une contre-indication en cas de demande de retraitement.
- Les moyens de mesure se diversifient, permettant ainsi de disposer en consultation d'appareils souvent assez performants pour les indications les plus courantes.

Limites

- Comme toute mesure, la pachymétrie peut être affectée par quelques erreurs de mesure, avec notamment un manque de perpendicularité de la sonde ultrasonore.
- Les appareils optiques peuvent être perturbés par les pertes de transparence des milieux : la pachymétrie par Orbscan™ et par microscopie spéculaire peut parfois être prise en défaut, par rapport à la référence ultrasonore, mais les progrès des OCT permettent de bénéficier d'une nette amélioration de la précision de mesure de l'épaisseur de la cornée par les appareils en « spectral domain ».

Introduction

La pachymétrie correspond à la mesure de l'épaisseur cornéenne. Celle-ci peut être :

- totale (c'est-à-dire toute l'épaisseur cornéenne) ou sélective (épaisseur de différentes couches de la cornée comme le mur stromal postérieur après LASIK par exemple);
- centrale ou paracentrale.

Les valeurs normales de pachymétrie cornéenne centrale varient selon l'origine ethnique, avec des moyennes plus fines par exemple au Maghreb et chez les mélanodermes. En Europe occidentale, la valeur normale est d'environ 550 μ ± 30 μ [1]. En périphérie, la cornée mesure environ 700 μ d'épaisseur.

Différents appareils de pachymétrie

Pachymètres ultrasonores classiques

Les premières pachymétries ont été réalisées avec des appareils à ultrasons. Cette méthode constitue encore aujourd'hui la méthode de référence. Les sondes utilisées sont des sondes à haute fréquence (de l'ordre de 20 MHz) car elles permettent d'augmenter la résolution axiale et ainsi la précision des mesures qui est de l'ordre de 5 μ. Il faudra veiller, comme lors de tout examen échographique, à la bonne perpendicularité de la sonde avec la surface cornéenne pour éviter les surestimations. Les avantages et inconvénients de cette méthode sont regroupés dans le tableau 6.1.

Certains appareils offrent la possibilité de coupler les mesures à une échographie en mode A ou en mode B. D'autres appareils se présentent comme des pachymètres portatifs en forme de « stylos ».

Ainsi, cette méthode de mesure est bien adaptée à la mesure sélective de la pachymétrie centrale très utile dans les bilans de glaucome [2, 3] ou avant chirurgie réfractive en première approche.

Tableau 6.1. Avantages et inconvénients de la pachymétrie mesurée par ultrasons.

Avantages	Inconvénients
Précision des mesures Maniabilité Faible coût	Méthode contact avec anesthésie locale Absence de carte pachymétrique Impossibilité de mesurer les différentes couches cornéennes Risque théorique de sur- ou de sous-estimation selon la célérité des ultrasons dans la cornée (exemple : en cas d'œdème la pachymétrie est réduite)

Pachymétrie ultrasonore de 50 MHz (Artemis™)

Poussé à l'extrême, le principe de pachymétrie ultrasonore permet des mesures sélectives des différentes couches de la cornée : l'appareil Artemis™, basé sur une sonde échographie mode B de très haute fréquence (50 MHz), utilise le principe de balayage arciforme de façon à garder la perpendicularité avec la cornée. Cette technique développée par Jackson Coleman, Ron Silverman et Dan Reinstein, a permis de poser les bases de la surveillance des patients opérés de chirurgie réfractive cornéenne ablative et de mieux comprendre la biomécanique de la cornée [4].

La très haute résolution de cet appareil permet de mesurer l'épaisseur de l'épithélium, l'épaisseur du capot de LASIK et l'épaisseur du stroma postérieur (figure 6.1).

L'acquisition en trois dimensions permet des reconstructions en cartographies pachymétriques des différentes couches mesurées de façon à analyser séparément la réaction des différentes composantes cornéennes et leur réponse à la chirurgie réfractive.

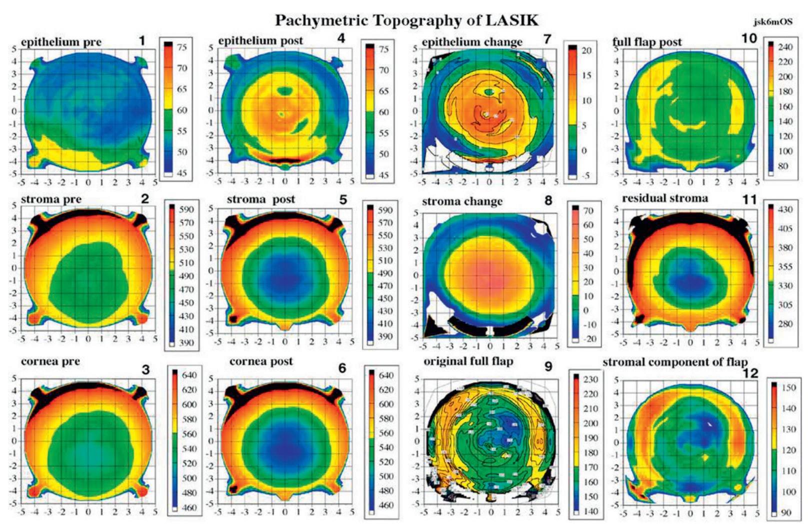


Figure 6.1. Cartographie d'épaisseur des différentes couches de la cornée avant et après procédure de LASIK.

La très haute résolution de l'appareil Artemis™ (échographe de 50 Mhz) permet, par exemple, de comparer l'épaisseur de l'épithélium et du stroma avant et après la chirurgie ablative : il est à noter un amincissement cornéen global par amincissement du stroma en partie compensé par un épaississement épithélial réactionnel en regard de la zone de traitement.

(Cliché par Dan Reinstein.)

Pachymétrie par topographie cornéenne

Cette acquisition peut se faire selon différentes méthodes : fente à balayage ou caméra Scheimpflug. Les technologies de type Placido pures analysant uniquement la face antérieure de la cornée ne permettent pas de donner de mesure pachymétrique.

■ Le principe de *balayage d'une fente lumineuse* utilisée dans l'Orbscan™ (Technolas) permet d'étudier la face antérieure et postérieure de la cornée par triangulation et de déduire, par soustraction, des cartes d'élévation antérieure et postérieure : la pachymétrie est représentée par des cartes où un code couleur facilite la lecture des résultats : les couleurs chaudes étant les zones plus minces et, les couleurs froides, les zones plus épaisses de la cornée (figure 6.2). Cette carte est accompagnée d'un facteur correspondant à un facteur correctif modifiable pour étalonner l'appareil en comparaison avec la pachymétrie ultrasonore (0,92 pour une cornée normale) [5].

■ Le *principe de Scheimpflug* caméra (où l'image, la caméra et l'objet se trouvent sur trois plans se coupant en un point) permet d'améliorer la profondeur de champ et la précision de l'image. La pachymétrie est représentée sur une carte colorimétrique (figure 6.3) utilisant les mêmes codes qu'en Orbscan™. Les princi-

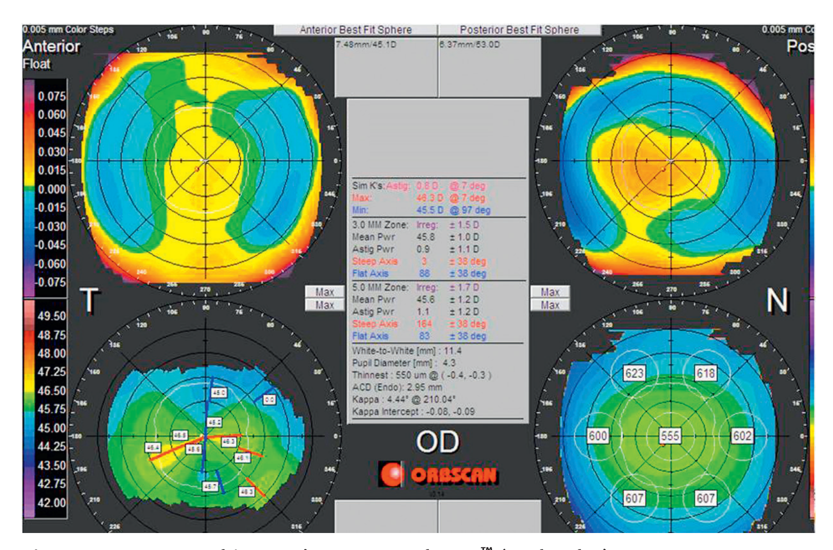


Figure 6.2. Topographie cornéenne par Orbscan™ (Technolas).
Elle réunit une analyse des rayons de courbure, d'élévation antérieure et postérieure et, en bas à droite, la cartographie pachymétrique montrant une cornée régulière avec une épaisseur centrale de 555 microns et une majoration progressive de l'épaisseur vers la périphérie pour dépasser les 600 microns.

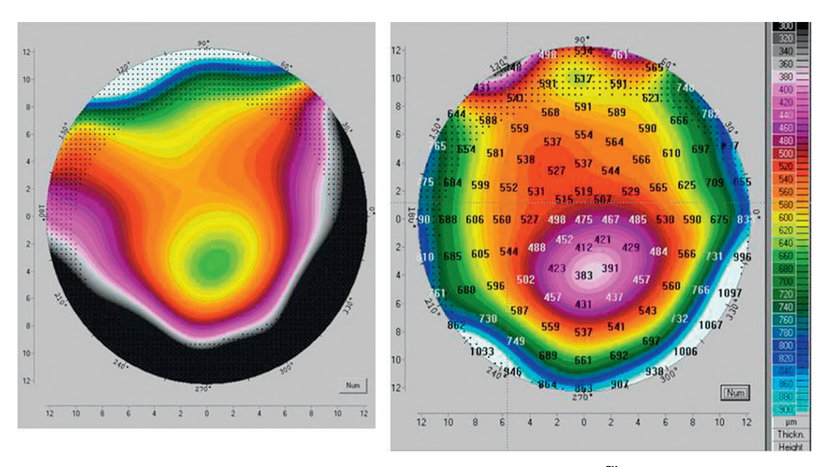


Figure 6.3. Deux exemples d'analyse cornéenne par Pentacam™ (Oculus) avec kératocône.
Soit par cartographie d'élévation de la face postérieure (à gauche), soit par cartographie pachymétrique (à droite) avec amincissement en inférieur correspondant à la zone d'élévation postérieure.

Tableau 6.2. Avantages et inconvénients de la pachymétrie mesurée par topographie cornéenne.

Avantages	Inconvénients
Mesure non contact, rapide, simple et reproductible Cartographie complète de la cornée Informations couplées à la kératométrie et la pupillométrie : possibilité de déterminer la pachymétrie à l'apex cornéen et dans l'axe pupillaire	Risque d'artefacts pouvant être dus aux altérations du film lacrymal ou aux pertes de transparence de la cornée

paux appareils utilisés sont le Pentacam™ (Oculus), le TMS-5™ (Tomey), le Galilei™ (Ziemer) et le Sirius™ (CSO) [6].

Les avantages et inconvénients de la pachymétrie par topographie sont regroupés dans le tableau 6.2. Le couplage des informations aux valeurs de kératométrie et de pupillométrie est capital car cela présente un intérêt dans l'aide à la détection du kératocône (point le plus fin souvent décentré en temporal inférieur (figure 6.3). Par ailleurs, selon une étude récente, les mesures de pachymétrie centrale à l'apex cornéen et sur l'axe pupillaire montreraient également une capacité non négligeable de différencier les patients glaucomateux et non glaucomateux [7].

Pachymétrie par OCT

La pachymétrie peut être mesurée par tomographie à cohérence optique (de préférence en « spectral domain » ou en « swept source ») [8]. L'intérêt de cette méthode est double : d'abord, comme en topographie, les mesures sont représentées sous forme de cartographie pachymétrique allant de 6 mm à 10 mm de diamètre selon les appareils (figure 6.4); d'autre part et, surtout, elle autorise une mesure calipée de la pachymétrie (figure 6.5), ce qui constitue un intérêt majeur

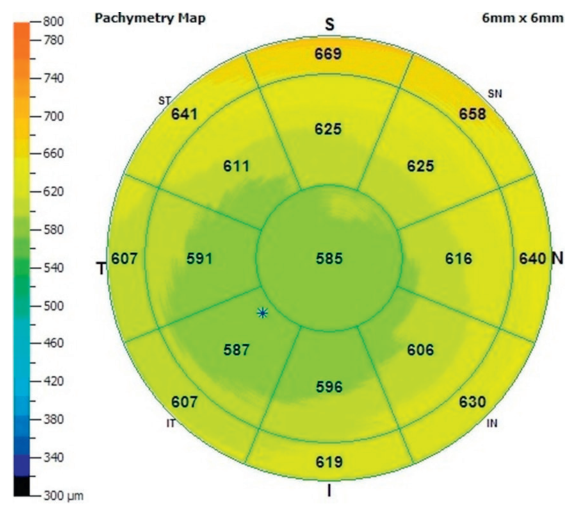


Figure 6.4. Cartographie pachymétrique par OCT (Optovue).
Répartition régulière des épaisseurs avec augmentation de l'épaisseur en périphérie.

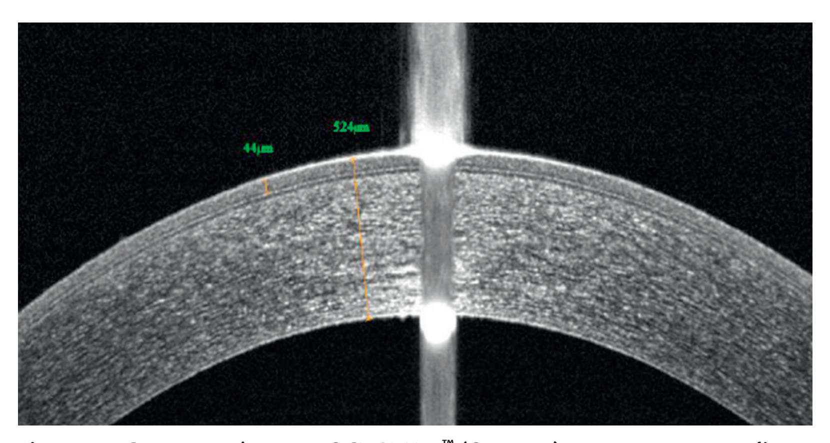


Figure 6.5. Coupe cornéenne en OCT RTVue™ (Optovue) avec mesures par calipers pour l'épaisseur totale et l'épaisseur épithéliale.

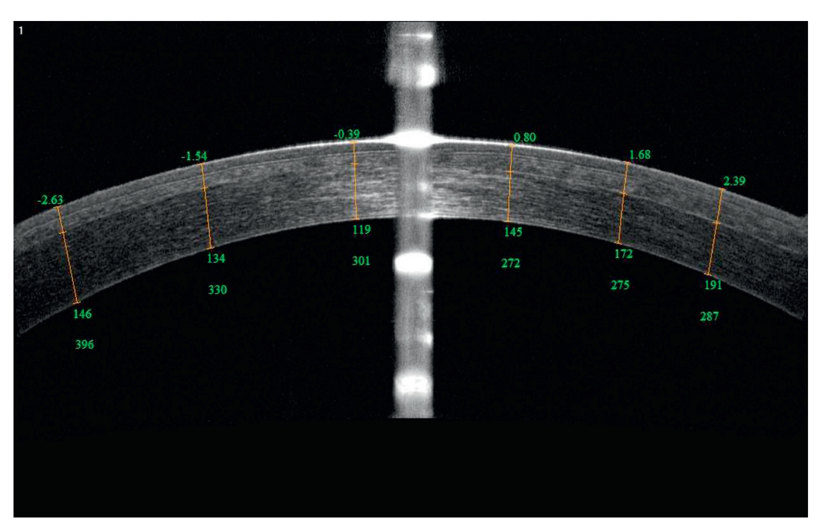


Figure 6.6. Mesure par OCT RTVue™ (Optovue) de l'épaisseur du capot et du mur postérieur résiduel après LASIK effectué au laser Femtoseconde. À noter la parfaite régularité de la découpe.

dans nombre de bilans préchirurgicaux : reprises de LASIK et estimation du mur postérieur [9] (figure 6.6), épaisseur stromale avant « cross linking », profondeur de taie cornéenne avant greffe de cornée…

Les OCT permettant l'analyse et la mesure pachymétrique peuvent se distinguer en deux groupes :

- OCT avec longueur d'onde (1 310 nm) et fenêtre d'exploration spécifique pour l'analyse du segment antérieur : Visante™ (Zeiss), SL OCT™ (Heidelberg), Casia SS 100™ (Tomey) ;
- OCT avec longueur d'onde pour l'analyse du segment postérieur (de 820 à 880 nm) avec lentille et logiciel spécifique pour l'analyse du segment antérieur : Spectralis™ (Heidelberg), RTVue™ (Optovue), RS 3000™ (Nidek), 3D OCT 2000™ (Topcon), Cirrus™ (Zeiss), etc.

Autres méthodes pachymétriques

Il existe encore d'autres méthodes de pachymétrie, qui sont soit moins précises, soit moins adaptées aux indications principales (tableau 6.3) :

- la pachymétrie par tonomètre/pachymètre : elle permet une compensation du chiffre de tension oculaire en fonction de la pachymétrie ;
- la microscopie spéculaire et la microscopie confocale sont deux principes d'acquisition des images en plan, avec une mesure de pachymétrie prise pour repérer

Tableau 6.3. Tableau comparant les principales méthodes de mesure pachymétrique et leurs indications préférentielles.

	Ultrasons	Topographie cornéenne	OCT
Indications préférentielles	Intérêt dans le glaucome pour correction de la pression intra-oculaire mesurée	Intérêt en chirurgie réfractive car mesure couplée à la kératométrie	Intérêt en préopératoire (greffe de cornée, reprise en chirugie réfractive, cornéoplastie) car bilan anatomique et mesures calipées possibles

le plan d'acquisition : cette mesure pachymétrique est indicative mais souvent peu précise par rapport aux mesures de référence ;

- l'interférométrie est une des façons de mesurer la pachymétrie et fait partie, par exemple, de certains biomètres optiques comme l'appareil Lenstar™ (Haag-Streit).

Indications

L'apport de la pachymétrie a été principalement décrit pour le suivi des patients atteints de glaucome mais les applications les plus récentes se sont tournées vers la chirurgie réfractive et plus récemment vers la détection du kératocône.
Quelques autres indications peuvent être citées comme le suivi des greffes de cornée ou de certaines dystrophies cornéennes.

Pachymétrie et glaucome

La pachymétrie a été décrite pour expliquer, chez certains patients une hypertonie oculaire sans évolution vers un glaucome avéré : cette situation peut correspondre à des cornées plus épaisses que la normale entraînant une mesure de tension oculaire artificiellement élevée mais sans véritable hypertonie. Ce biais de mesure est lié à la détermination de la tension oculaire standard basée sur une pachymétrie dite normale (520 microns pour la description princeps de Goldman).
À l'inverse, une cornée plus fine que la normale entraîne une mesure de tension oculaire plus faible et donc faussement rassurante pour un patient qui peut développer un glaucome pouvant faire partie des glaucomes étiquetés « sans tension ».
Ces deux situations poussent à pratiquer une mesure systématique de pachymétrie pour tous les patients : en cela le développement des tonomètres-pachymètres représente une réelle avancée dans le dépistage des cornées hors norme.

Pachymétrie et chirurgie réfractive

La chirurgie cornéenne ablative par photokératectomie réfractive (PKR) ou par LASIK avec découpe d'un capot cornéen se heurte à une limite de résistance de

la cornée qui doit conserver un mur stromal postérieur d'épaisseur supérieure à environ 250 microns. En deçà de cette valeur, la résistance de la cornée semble nettement amoindrie avec apparition d'un risque d'ectasie cornéenne.

Le respect de cette épaisseur du mur postérieur est dépendant de la kératométrie de départ, de la profondeur de découpe par microkératome ou par laser et de l'importance de la myopie à corriger. Si la pachymétrie est essentielle au moment de la planification du traitement, les méthodes d'imagerie actuelles apportent surtout un avantage en post-traitement afin d'analyser la réponse des cornées traitées en cas de mauvais résultat réfractif.

Les profondeurs de découpe très fluctuantes ont été l'apanage des microkératomes mécaniques mais la découpe assistée par laser a permis de gagner une très grande précision pour cette étape du traitement.

Il reste nécessaire d'analyser l'anatomie de la cornée en cas de retraitement pour sous-correction ou en cas de réponse anormale de la cicatrisation cornéenne.

L'analyse de l'épaisseur du mur postérieur permet de connaître la marge de manœuvre pour retraiter une myopie résiduelle (figure 6.7).

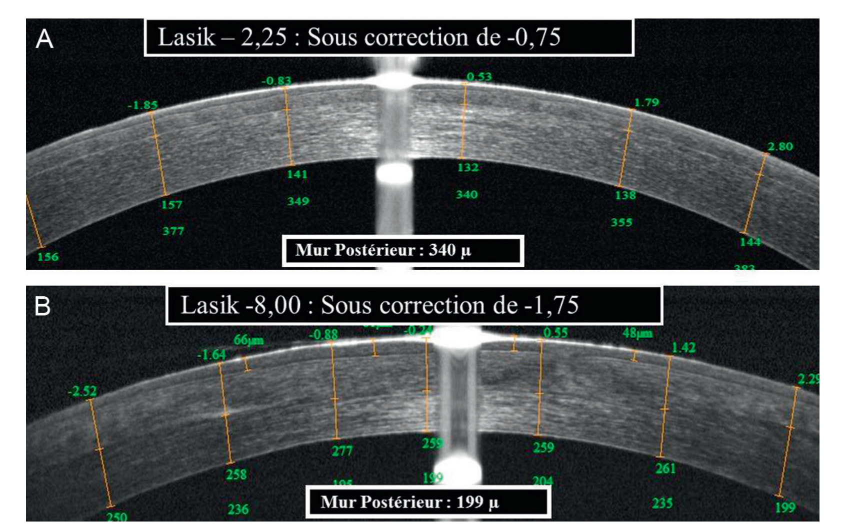


Figure 6.7. Comparaison en OCT spectral de deux situations différentes de sous-correction après LASIK myopique.

A. En haut, demande de retraitement pour une sous-correction de −0,75D avec un stroma résiduel mesuré à 340 microns permettant d'envisager un complément d'ablation dans le stroma postérieur. B. Mur postérieur mesuré à 199 microns pour une sous-correction de −1,75D inaccessible à un retraitement sur le mur postérieur sous peine de déstabiliser la cornée avec risque d'ectasie.

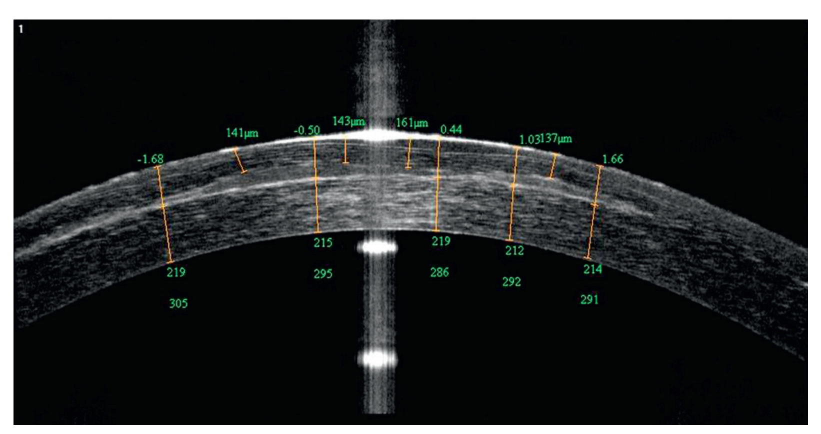


Figure 6.8. Exemple d'invasion épithéliale en OCT spectral avec une profondeur de découpe régulière sans anomalie de réflectivité du stroma postérieur mais avec interposition, dans la découpe de LASIK, d'une structure plus réflective que le stroma correspondant à une invasion épithéliale en double bosse.

La profondeur d'une opacité cicatricielle ou l'imagerie d'une invasion épithéliale donnera des renseignements très précieux pour le suivi ou l'indication de reprise chirurgicale (figure 6.8).

Dans ces indications, le recours à l'appareil Artemis™ reste trop confidentiel mais l'utilisation des OCT en « spectral domain » focalisés sur la cornée permet d'identifier la profondeur de découpe et d'imager les imperfections de cicatrisation.

Pachymétrie et détection du kératocône

Détection par topographie cornéenne

La détection du kératocône est réalisée principalement par la détection en topographie cornéenne avec l'apport important des topographies d'élévation.

Depuis cette approche cornéenne par des cartographies comparatives, il est important de reconnaître une déformation de la cornée suspecte de kératocône surtout pour les patients candidats à une chirurgie réfractive. De nombreux critères et indices ont été décrits mais beaucoup se basent sur l'amincissement cornéen en regard de la zone de déformation due au kératocône. Cette déformation se traduit par une majoration de la courbure localisée, un amincissement cornéen et souvent une majoration de l'élé-

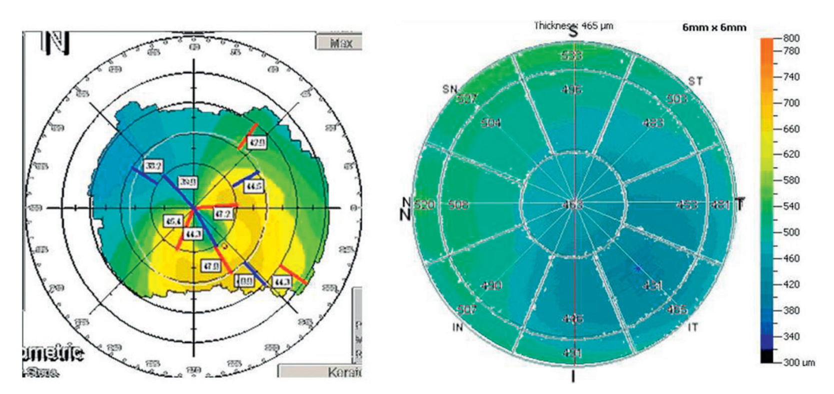


Figure 6.9. Cartographies pachymétriques.
À gauche, la cartographie axiale par Orbscan™ montre une majoration de la courbure cornéenne décalée en temporal inférieur. Sur le cliché de droite, la cartographie pachymétrique par OCT-Visante™ montre un décentrement du point le plus fin en temporal inférieur sur la même zone identifiée par la topographie spéculaire. Ces deux éléments associés représentent un faisceau d'argument pour la détection du kératocône.

vation postérieure en regard (figure 6.9). Le diagnostic est souvent orienté par un aspect asymétrique de la cornée et par une asymétrie entre les deux yeux.

Détection par l'épaisseur épithéliale

La capacité des appareils modernes à obtenir une cartographie de l'épaisseur épithéliale permet d'envisager une hypothèse de diagnostic du kératocône en détectant, de façon précoce, les zones d'amincissement de l'épithélium en regard des zones de déformation du stroma sous-jacent.
Dan Reinstein, en se basant sur l'analyse pachymétrique par Artemis™ (échographie de 50 Mhz à balayage arciforme), a publié plusieurs articles mettant en avant cette possibilité de détection [10, 11] (figure 6.10). L'utilisation de l'appareil OCT RTVue™ (Optovue) avec son module cornéen de très haute résolution permet déjà une cartographie de l'épaisseur épithéliale de haute résolution mais peut être inférieure en précision à l'appareil Artemis™ (figure 6.11).
En cas de kératocône avéré, la mesure pachymétrique peut servir au bilan avant décision de traitement par « cross linking » et aussi avant utilisation d'anneaux intracornéens.

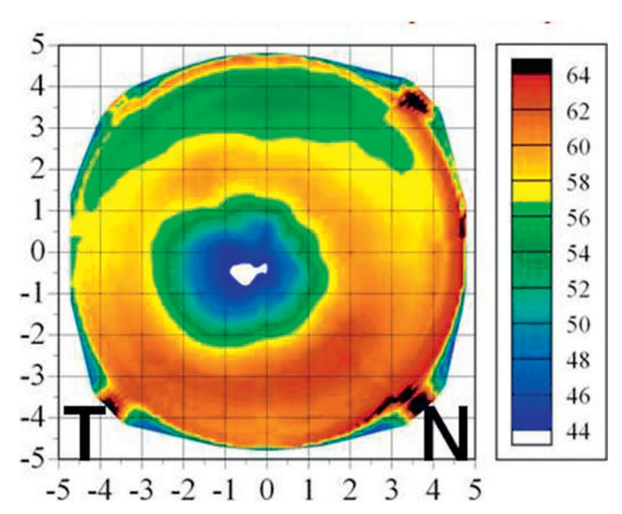


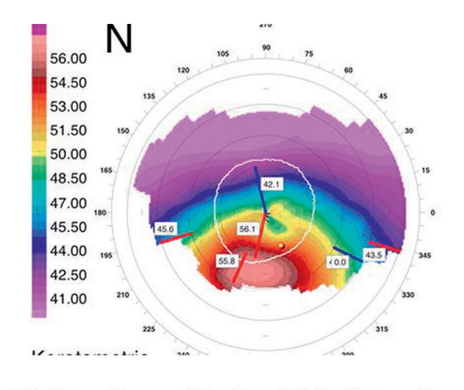
Figure 6.10. Cartographie de l'épaisseur épithéliale, par Artemis™, assez caractéristique de la présence d'un kératocône avec un amincissement épithélial en regard de la déformation du stroma sous-jacent en bleu sur la cartographie entouré d'une couronne d'épaississement épithélial.
(Cliché du Dr Dan Reinstein.)

Pachymétrie et autres pathologies

La surveillance des œdèmes de cornée et des greffes cornéennes représente aussi un développement utile de l'analyse pachymétrique avec la notion de détection du seuil de décompensation donnant le signal d'une greffe de cornée.
Les coupes en OCT de très haute résolution permettent la mesure des différentes couches de la cornée par exemple en cas de greffe lamellaire ou de greffe endothéliale (figure 6.12).
Dans quelques cas de taies cornéennes sur l'axe visuel, la pachymétrie permet de mesurer le profondeur de l'opacité cornéenne : en cas d'altération antérieure peu profonde, un traitement par photokératectomie thérapeutique (PKT) pourra être envisagé (figure 6.13).

Conclusion

La pachymétrie représente une notion simple mais à développement varié grâce aux progrès des appareils de mesure. Les applications se développent avec le déploiement de pachymètres destinés à corréler la tension oculaire à la valeur pachymétrique.
Les applications en chirurgie réfractive et en matière de kératocône sont autant de voies nouvelles qui vont bénéficier des progrès, notamment des OCT de « spectral domain », pour mieux appréhender les choix thérapeutiques comme



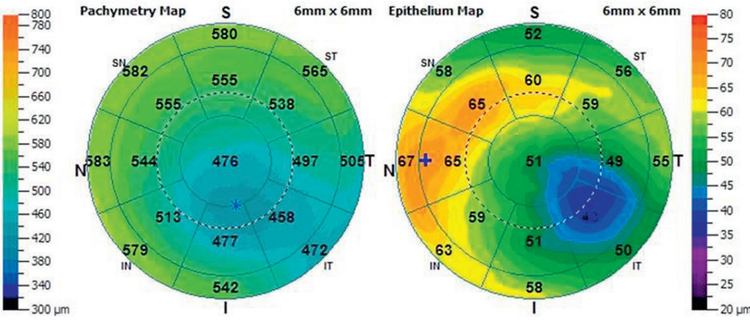


Figure 6.11. Comparaison entre la topographie de rayon de courbure par Orbscan™ et la topographie pachymétrique par OCT (Optovue).

En haut, la topographie de courbure par Orbscan™ montre une déformation cornéenne en inférieur. En bas, les cartographies pachymétriques de l'épaisseur cornéenne totale (à gauche) et de l'épithélium (à droite) montrent une nette plage d'amincissement en temporal inférieur en regard du kératocône, avec épaississement réactionnel de l'épithélium en hémi-couronne nasale.

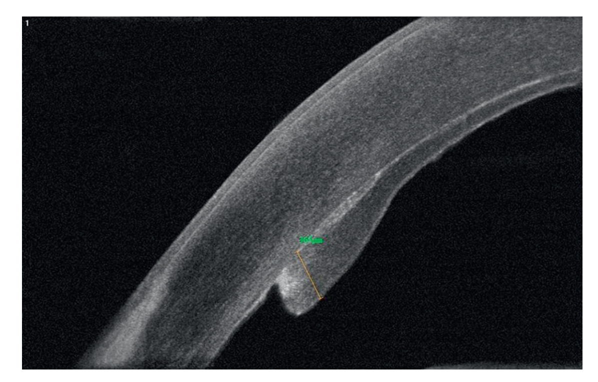


Figure 6.12. Coupe en OCT spectral d'une greffe de cornée postérieure avec possibilité de mesure de l'épaisseur du greffon à visée de surveillance évolutive.

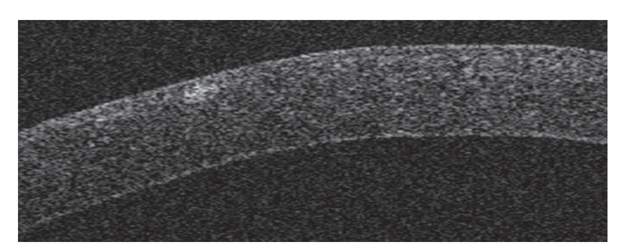


Figure 6.13. Aspect, en OCT, d'une petite cicatrice sous-épithéliale après kératoconjonctivite virale.
En cas de persistance de ces cicatrices sur l'axe visuel, un traitement par PTK peut être envisagé en se basant sur la profondeur mesurée de l'opacité.

les retraitements après sous-correction de LASIK, la détection du kératocône et traitement par « cross linking ». Les greffes de cornée peuvent aussi bénéficier de l'apport en imagerie pachymétrique.

Références

[1] La Rosa FA, Gross RL, Orengo-Nania S. Central corneal thickness of caucasians and african-americans in glaucomatous and non glaucomatous populations. Arch Ophthalmol 2001 ; 119 : 23–7.

[2] Whitacre MM, Stein RA, Hassanein K. The effect of corneal thickness on applanation tonometry. Am J Ophthalmol 1993 ; 115 : 592–6.

[3] Doughty MJ, Zaman ML. Human corneal thickness and its impact on intraocular pressure measures : a review and metaanalysis approach. Surv Ophthalmol 2000 ; 44 : 367–408.

[4] Reinstein DZ, Archer TJ, Gobbe M, Silvermann RH, Coleman DJ. Epithelial thickness in the normal cornea : three dimensional display with very high frequency ultrasound. J Cataract Refract Surg 2008 ; 24 : 571–81.

[5] Touzeau O, Allouch C, Bordervie V, Ameline B, Chastang P, Bouzeagou F, et al. Précision fiabilité de la pachymétrie Orbscan et ultrasonique. J Fr Ophtalmol 2001 ; 24 : 912–21.

[6] Jorge J, Rosado JL, Díaz-Rey JA, González-Méijome JM. Central corneal thickness and anterior chamber depth measurments by Sirius scheimpflug tomography and ultrasound. Clin Ophthalmol 2013 ; 7 : 417–22.

[7] Saenz-Frances F, Gonzales-Pastor E, Borrego-Sanz L, Jerez-Fidalgo M, Martinez de la Casa J, Mendez-Hernandez C, et al. Comparaison de l'épaisseur cornéenne centrale mesurée par pachymétrie ultrasonore et par Pentacam chez les patients sains et les patients avec glaucome primaire à angle ouvert. J Fr Ophtalmol 2012 ; 35 : 333–7.

[8] Yan Li MS, Shekhar R, Huang D. Corneal pachymety mapping with high speed optical coherence tomography. Ophthalmology 2006 ; 113 : 792–9.

[9] Kucumen RB, Dinc UA, Yenerel NM, Gorgun E, Alimgil ML. Immediate evaluation of the flaps created by Femtosecond laser using anterior segment optical coherence tomography. Ophthalmic Surg Lasers Imaging 2009 ; 40 : 251–4.

[10] Reinstein DZ, Gobbe M, Archer TJ, Silverman RH, Coleman DJ. Epithelial, stromal, and total corneal thickness in keratoconus : three-dimensional display with artemis very-high frequency digital ultrasound. J Refract Surg 2010 ; 26 : 259–71.

[11] Reinstein DZ, Archer TJ, Gobbe M. Corneal epithelial thickness profile in the diagnosis of keratoconus. J Refract Surg 2009 ; 25 : 604–10.

CHAPITRE 7

Imagerie en microscopie confocale in vivo

A. Labbé, B. Dupas, H. Liang, C. Baudouin

Points forts

- La microscopie confocale est une technique d'imagerie de très haute résolution des tuniques oculaires superficielles comme la conjonctive et la cornée jusqu'à l'endothélium cornéen.
- Imagerie en plan, couche par couche, de niveau histologique avec visualisation des cellules et des nerfs cornéens.
- Diagnostic des infections cornéennes amibiennes et fongiques, des pertes de transparence de la cornée acquises ou par dystrophie.
- Surveillance des chirurgies cornéennes et chirurgie filtrante.
- Surveillance des réactions cornéennes ou conjonctivales en cas de sécheresse oculaire ou de traitement régulier par collyre.

Limites

- Champ d'exploration étroit avec difficultés à repérer la zone d'intérêt lors de l'acquisition.
- Rareté des appareils installés.
- Applications cliniques, en pratique courante, encore à développer.

Introduction

Initialement réservée au domaine de la recherche, la microscopie confocale in vivo ou *in vivo confocal microscopy* (IVCM) est maintenant accessible aux cliniciens grâce aux progrès technologiques qui ont simplifié son utilisation mais surtout amélioré les systèmes d'acquisition des images. Cette technique est aujourd'hui utilisée pour analyser les modifications cellulaires et tissulaires impliquées dans de nombreuses pathologies comme les kératites infectieuses, les dystrophies cornéennes ou encore la sécheresse oculaire, mais aussi après chirurgie cornéenne et réfractive ou encore dans le glaucome. Le développement rapide de cette technique d'imagerie morphologique laisse entrevoir de nouvelles applications directement utiles à la pratique clinique dans un futur proche.

Principes de la microscopie confocale in vivo

Le principe de microscopie confocale a été décrit la première fois par Marvin Minsky en 1955. Il a proposé que les systèmes d'observation et d'illumination soient focalisés en un même point, d'où le nom de microscopie confocale. La lumière réfléchie par les éléments situés en dehors du point focal est ainsi exclue de l'image finale, ce qui réduit les interférences lumineuses (diffusion, réflexion et diffraction) et augmente considérablement la résolution et le contraste [1].
Trois grands types de microscope confocaux in vivo utilisables en pratique clinique ont été développés, la différence portant essentiellement sur la technique utilisée pour analyser rapidement l'ensemble des points qui constituent l'image et sur la source lumineuse utilisée : les microscopes confocaux « tandem scanning » (TSCM), les microscopes confocaux « slit-scanning » (SSCM) et le microscope confocal à balayage laser ou « confocal laser scanning microscope » (CLSM) [1, 2]. Grâce à des systèmes numériques performants, l'IVCM offre aujourd'hui une résolution de l'ordre du micron.
L'utilisateur d'un microscope confocal doit néanmoins se familiariser avec l'aspect des tissus, vus sans préparation et dans un plan coronal, l'image étant parallèle à la surface examinée. L'examen en IVCM nécessite un contact entre l'objectif et l'œil du patient. Une goutte d'anesthésique topique ainsi qu'une goutte de gel lacrymal sont instillées dans l'œil à examiner, avant de réaliser l'examen. L'examen dure le plus souvent moins de 5 minutes pour chaque œil et n'est pas douloureux pour le patient.

Tissus normaux

Cornée

Trois types de cellules épithéliales sont observés au niveau de l'épithélium cornéen : les cellules superficielles, intermédiaires et basales. Les cellules superficielles ont une

forme polygonale, le plus souvent hexagonale, une réflectivité variable avec un noyau visible et un diamètre pouvant atteindre 50 µm (figure 7.1A) [1, 3]. Les cellules épithéliales intermédiaires ou « Wing cells » ont des limites cellulaires hyper-réflectives, un cytoplasme hyporéflectif et un noyau rarement visible. Leur diamètre est d'environ 20 µm (figure 7.1B) [1, 3]. La couche des cellules épithéliales basales apparaît sous la forme d'une mosaïque de cellules plus petites (8–10 µm) avec un cytoplasme hyporéflectif, des bords hyper-réflectifs et l'absence de noyau visible (figure 7.1C) [1, 3].
Les plexus nerveux sous-épithéliaux sont situés entre la membrane de Bowman et la couche basale de l'épithélium. Ils apparaissent comme de fines structures linéaires hyper-réflectives avec de nombreuses bifurcations et branchements (figure 7.1D) [1, 3]. La membrane de Bowman apparaît comme une couche

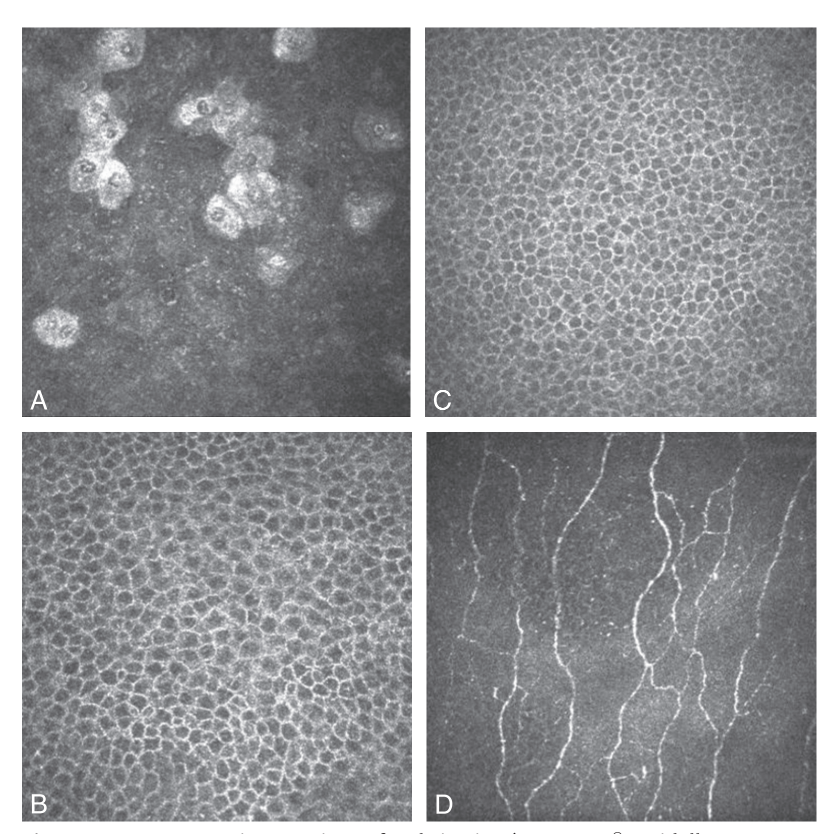


Figure 7.1. Image en microscopie confocale in vivo (HRT-RCM®, Heidelberg Engineering, Heidelberg, Allemagne) de la cornée normale (400 µm × 400 µm). A. Cellules épithéliales superficielles. B. Cellules épithéliales intermédiaires. C. Cellules épithéliales basales. D. Stroma conjonctival.

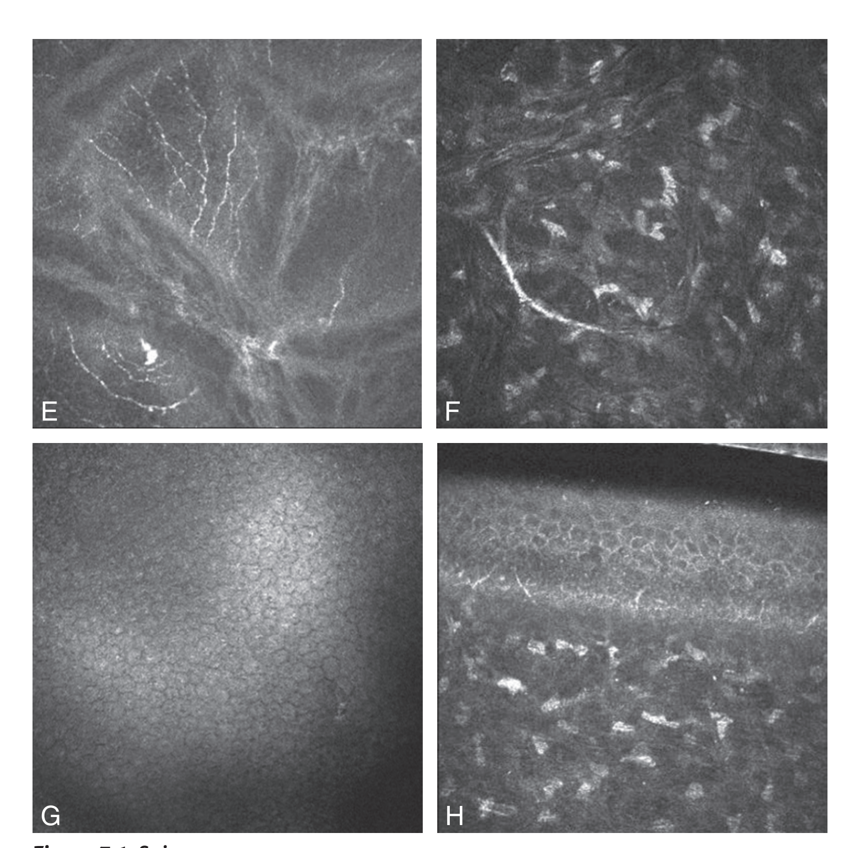


Figure 7.1. Suite.
E. Membrane de Bowman avec des nerfs cornéens visibles. F. Stroma avec un nerf stromal. G. Endothélium. H. Plexus nerveux sous-épithéliaux.

amorphe de 8 à 10 µm d'épaisseur située entre les cellules basales de l'épithélium et le stroma (figure 7.1E) [1, 3].

Dans le stroma cornéen, les noyaux des kératocytes sont visibles sous la forme de structures hyper-réflectives ovales ou rondes (figure 7.1F). Les nerfs du stroma apparaissent comme des structures linéaires fines hyper-réflectives avec des branches dichotomiques [1, 3]. Le cytoplasme des kératocytes ainsi que les fibres de collagène ne sont pas visibles et apparaissent sous la forme d'un arrière plan hyporéflectif.

La membrane de Descemet est visualisée sous la forme d'une fine couche (6-8 µm) amorphe et acellulaire située entre le stroma postérieur et l'endothélium. Cette couche n'est cependant pas visible chez les sujets jeunes et sains [1, 3]. L'endothélium cornéen normal correspond à une monocouche de cellules hexagonales réflectives avec des limites hyporéflectives et sans noyau

visible, disposées en nid d'abeilles (figure 7.1G) [1, 3]. Outre des images parallèles à la surface cornéenne, des images de la cornée vue en coupe peuvent être aussi obtenues (figure 7.1H).

Limbe, conjonctive et paupières

Au niveau superficiel, le limbe correspond à la jonction entre l'épithélium conjonctival hyper-réflectif et l'épithélium cornéen hyporéflectif. Dans les couches plus profondes, le limbe est aussi caractérisé par la présence de palissades de Vogt qui apparaissent comme des structures fibrillaires hyper-réflectives digitiformes et parallèles (figure 7.2A) [1, 3].

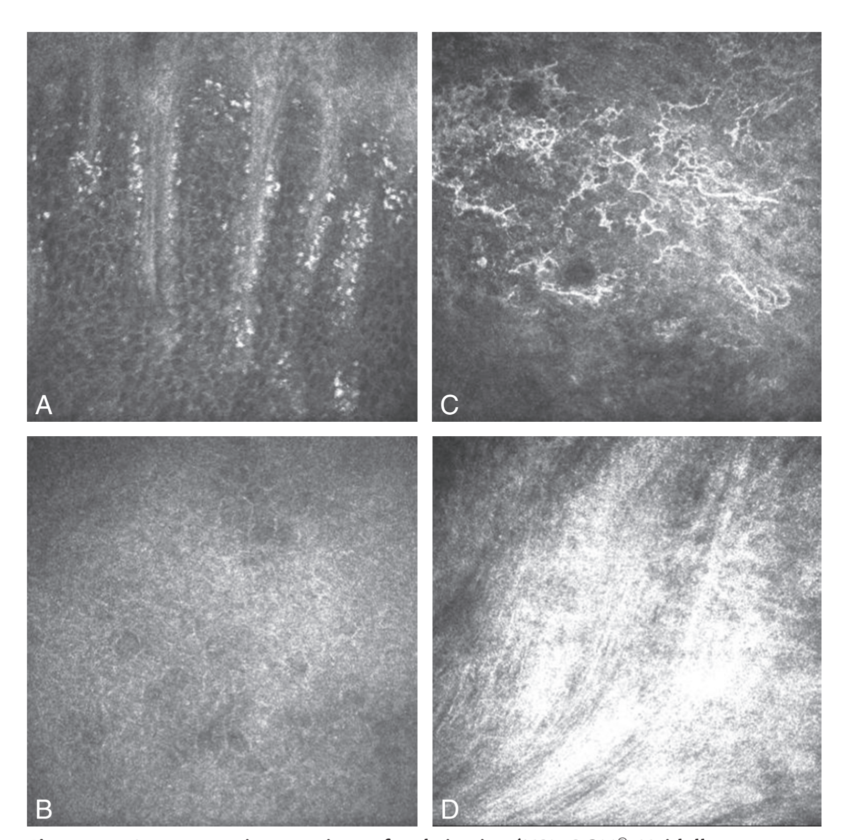


Figure 7.2. Image en microscopie confocale in vivo (HRT-RCM®, Heidelberg Engineering, Heidelberg, Allemagne) du limbe et de la conjonctive (400 µm × 400 µm).
A. Palissades de Vogt. B. Épithélium conjonctival superficiel. C. Cellules dendritiques au sein de l'épithélium conjonctival. D. Stroma conjonctival..

L'épithélium conjonctival est hyper-réflectif en IVCM avec des cellules épithéliales de taille et de forme variable dont les limites sont parfois visibles (figure 7.2B) [1, 3]. Les cellules à mucus peuvent être observées au sein de l'épithélium conjonctival sous la forme de cellules rondes ou ovales, plus réflectives et plus larges que les cellules épithéliales. Des microkystes et des cellules hyper-réflectives de type dendritique peuvent être aussi observées au sein de l'épithélium conjonctival normal [4] (figure 7.2C). Le stroma conjonctival apparaît sous la forme d'un réseau de fibres arrangées de manière aléatoire (figure 7.2D) [4].

Au niveau du bord palpébral, les orifices des glandes de Meibomius apparaissent sous la forme d'une zone hypo-réflective ronde avec un contenu parfois inhomogène [5]. Plus profondément, l'épithélium glandulaire peut être visualisé sous la forme d'un épithélium hyper-réflectif et organisé en lobules ou acini de taille variable entourés d'un tissu conjonctif hyporéflectif.

Principales applications cliniques

Kératites infectieuses

En permettant de visualiser directement certains micro-organismes, l'IVCM est utilisée en complément de l'examen clinique et microbiologique pour le diagnostic et le suivi des kératites infectieuses [2, 6]. Alors que l'intérêt de l'IVCM a été démontré dans la prise en charge des kératites amibiennes et fongiques, la résolution de cette technique d'imagerie limite encore son utilisation en cas de kératite bactérienne et virale. Les kystes amibiens sont les éléments les plus couramment observés en IVCM dans les kératites amibiennes [2, 6]. Ils apparaissent sous la forme de structures hyper-réflectives rondes ou ovales, de 10 à 30 µm de diamètre, avec parfois un aspect de double paroi (figure 7.3A) [2, 6]. L'IVCM permet aussi de visualiser les champignons filamenteux qui apparaissent en IVCM comme un entrecroisement de lignes hyper-réflectives d'approximativement 200–400 µm de longueur et de 3 à 6 µm de large au niveau du stroma antérieur ou de l'épithélium cornéen (figure 7.3B) [6, 7]. Bien que les virus et la plupart des bactéries ne puissent pas être visualisés en IVCM, cette technique permet d'analyser les changements tissulaires cornéens induits par ces micro-organismes [2, 6].

Dystrophies cornéennes et pathologies endothéliales

L'analyse des modifications tissulaires cornéennes dans les dystrophies de cornée a été une des premières applications de l'IVCM. Aujourd'hui, l'ensemble des dystrophies cornéennes a ainsi été décrit en IVCM [8]. Cette technique d'imagerie a permis une meilleure description et la localisation précise de l'atteinte tissulaire au sein de la cornée, et une analyse objective de sa progression. Par exemple,

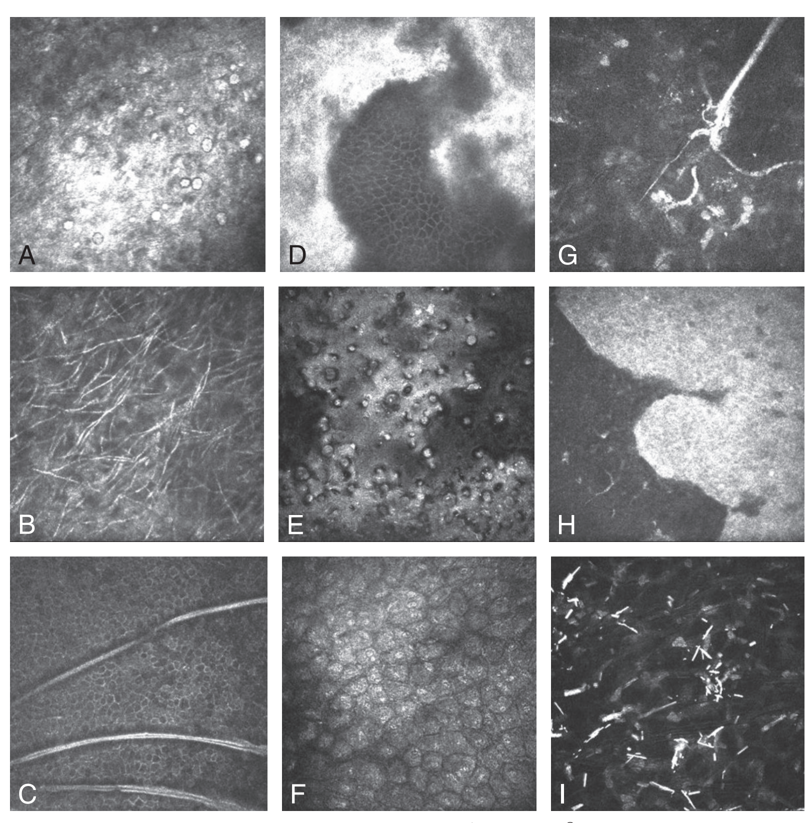


Figure 7.3. Image de microscopie confocale in vivo (HRT-RCM®, Heidelberg Engineering, Heidelberg, Allemagne) dans différentes applications cliniques (400 µm × 400 µm). A. Kystes amibiens au sein du stroma dans une kératite amibienne. B. Champignons filamenteux au sein du stroma dans une kératite fongique. C. Membrane basale anormale s'insinuant au sein de l'épithélium dans une dystrophie de Cogan. D. Accumulation de matériel anormal au niveau de la membrane de Bowman dans une dystrophie de Reis-Bucklers. E. Image de gouttes endothéliales dans une dystrophie de Fuchs. F. Cellules épithélioïdes dans un syndrome irido-cornéo-endothélial. G. Repousse anormale des nerfs du stroma après LASIK. H. Épithélium anormal s'insinuant au sein de l'épithélium cornéen normal dans une néoplasie intraépithéliale. I. Accumulation de cristaux de cystine au sein du stroma cornéen dans une cystinose.

dans la dystrophie de la membrane basale ou dystrophie de Cogan, on observe en IVCM des structures hyper-réflectives, linéaires ou incurvées au niveau des couches des cellules épithéliales intermédiaires et basales, qui correspondent à l'insinuation d'une membrane basale anormale au sein de l'épithélium cornéen (figure 7.3C) [9]. Dans la dystrophie de Reis-Bücklers, on retrouve au niveau de

la membrane de Bowman et du stroma antérieur des dépôts de matériel fins, granuleux, hyper-réflectifs et sans zone d'ombre périphérique (figure 7.3D) [10].
Les pathologies et dystrophies endothéliales peuvent aussi être analysées en IVCM. Dans la dystrophie endothéliale de Fuchs, l'IVCM retrouve une diminution de la densité cellulaire endothéliale associées à un polymégathisme et un pléiomorphisme cellulaire, et à des gouttes endothéliales qui apparaissent sous la forme de structures rondes hyporéflectives avec parfois un matériel réflectif central (figure 7.3E) [11]. Dans les syndromes irido-cornéo-endothéliaux, des cellules épithélioïdes hyper-réflectives de tailles et de formes irrégulières, à bords flous et avec des noyaux visibles, sont observées (figure 7.3F) [12].

Chirurgie cornéenne

L'IVCM a été largement utilisée pour l'analyse préopératoire ou pour évaluer les changements tissulaires cornéens liés à une greffe transfixiante ou lamellaire de cornée, une greffe de membrane amniotique ou encore un *cross-linking*. L'IVCM pourrait être utile pour aider au diagnostic du rejet de greffe dans les greffes transfixiantes en montrant une accumulation focale de cellules dendritiques hyper-réflectives (cellules de Langerhans) au niveau de l'épithélium basal et de la membrane de Bowman associée à des anomalies des kératocytes [13]. De même, l'IVCM a aussi été utilisée pour mesurer la profondeur de l'interface après kératoplastie lamellaire antérieure ou pour évaluer la cornée après une greffe endothéliale [14].
La chirurgie réfractive cornéenne est aussi l'un des domaines où l'IVCM a été très largement utilisée pour caractériser in vivo les modifications cellulaires associées à la cicatrisation, pour comparer différentes techniques chirurgicales ou pour aider dans la prise en charge de certaines complications. En particulier, de nombreuses études ont été réalisées en IVCM sur les nerfs cornéens et leur repousse après *Laser In Situ Keratomileusis* (LASIK) (figure 7.3G) [15].

Sécheresse oculaire

L'IVCM a été largement utilisée pour préciser les altérations morphologiques des tissus de la surface oculaire en cas de sécheresse oculaire [2, 3]. Les modifications au niveau de l'épithélium, du stroma, des nerfs cornéens mais aussi de la conjonctive avec une infiltration de cellules dendritiques et une diminution des cellules à mucus ou encore des glandes de Meibomius, ont été décrites en IVCM [2].

Autres applications cliniques

Dans le glaucome, l'IVCM, grâce à des images de la conjonctive, a permis de mieux comprendre les mécanismes liés à la filtration après chirurgie filtrante mais aussi d'évaluer les effets des traitements par collyres au niveau de la surface oculaire.

Au-delà de l'analyse des kératites infectieuses qui peuvent être de sévères complications du port de lentille de contact, l'IVCM a permis une meilleure compréhension des changements tissulaires impliqués dans l'utilisation des lentilles. Bien que ne remplaçant pas l'histologie, l'IVCM pourrait également être une aide dans l'analyse des tumeurs pigmentées et non pigmentées de la conjonctive [16] et du limbe mais aussi pour les néoplasies intraépithéliales (figure 7.3H) [17]. Enfin, les modifications de la surface oculaire, en particulier de la cornée, associées à certaines maladies systémiques ou oculaires ont aussi été évaluées en IVCM comme dans le diabète, la maladie de Fabry, la cystinose (figure 7.3I), le syndrome de Marfan, le kératocône, les kératopathies secondaires à l'utilisation de traitements systémiques comme l'amiodarone ou la chloroquine, la kératoconjonctivite atopique ou encore les uvéites [1].

Limites

L'IVCM pour être véritablement utile doit être réalisée mais aussi interprétée par un opérateur expérimenté. Compte tenu de la taille des images (approximativement 400 µm × 400 µm avec les appareils d'IVCM actuellement commercialisé), un balayage de l'ensemble de la zone étudiée doit être réalisé. Afin de faciliter l'analyse de plus grandes surfaces de tissu, des logiciels permettant une reconstruction des images en deux et en trois dimensions sont en cours de développement. Enfin, la résolution actuelle et l'absence de coloration utilisable in vivo chez l'homme limitent l'exploration en IVCM de la cornée à une analyse morphologique en niveaux de gris. L'amélioration de la résolution et le développement d'objectifs non contacts permettront certainement d'augmenter la sensibilité de cette imagerie dans le futur.

Conclusion

L'IVCM est une technique non invasive permettant d'obtenir des images de haute résolution de l'ensemble des tissus qui composent la surface oculaire. En pratique clinique, elle est principalement utilisée dans les kératites infectieuses, les dystrophies de la cornée et la chirurgie cornéenne. Facile d'utilisation, l'IVCM nécessite néanmoins un apprentissage, à la fois pour obtenir des images de bonne qualité mais aussi pour les interpréter.

Références

[1] Labbe A, Kallel S, Denoyer A, et al. Corneal imaging. J Fr Ophtalmol 2012 ; 35 : 628–34.
[2] Villani E, Baudouin C, Efron N, et al. Vivo Confocal Microscopy of the Ocular Surface : From Bench to Bedside. Curr Eye Res 2014 ; 39 : 213–31.
[3] Zhivov A, Stachs O, Kraak R, et al. In vivo confocal microscopy of the ocular surface. Ocul Surf 2006 ; 4 : 81–93.

[4] Efron N, Al-Dossari M, Pritchard N. In vivo confocal microscopy of the bulbar conjunctiva. Clin Experiment Ophthalmol 2009 ; 37 : 335–44.
[5] Villani E, Ceresara G, Beretta S, et al. In vivo confocal microscopy of meibomian glands in contact lens wearers. Invest Ophthalmol Vis Sci 2011 ; 52 : 5215–9.
[6] Labbe A, Khammari C, Dupas B, et al. Contribution of in vivo confocal microscopy to the diagnosis and management of infectious keratitis. Ocul Surf 2009 ; 7 : 41–52.
[7] Brasnu E, Bourcier T, Dupas B, et al. In vivo confocal microscopy in fungal keratitis. Br J Ophthalmol 2007 ; 91 : 588–91.
[8] Weiss JS, Moller HU, Lisch W, et al. The IC3D classification of the corneal dystrophies. Cornea 2008 ; 27(Suppl 2) : S1–83.
[9] Labbe A, Nicola RD, Dupas B, et al. Epithelial basement membrane dystrophy : evaluation with the HRT II Rostock Cornea Module. Ophthalmology 2006 ; 113 : 1301–8.
[10] Kobayashi A, Sugiyama K. In vivo laser confocal microscopy findings for Bowman's layer dystrophies (Thiel-Behnke and Reis-Bucklers corneal dystrophies). Ophthalmology 2007 ; 114 : 69–75.
[11] Fayol N, Labbe A, Dupont-Monod S, et al. Contribution of confocal microscopy and anterior chamber OCT to the study of corneal endothelial pathologies. J Fr Ophtalmol 2007 ; 30 : 348–56.
[12] Grupcheva CN, McGhee CN, Dean S, Craig JP. In vivo confocal microscopic characteristics of iridocorneal endothelial syndrome. Clin Experiment Ophthalmol 2004 ; 32 : 275–83.
[13] Niederer RL, Sherwin T, McGhee CN. In vivo confocal microscopy of subepithelial infiltrates in human corneal transplant rejection. Cornea 2007 ; 26 : 501–4.
[14] Kobayashi A, Yokogawa H, Yamazaki N, et al. In vivo laser confocal microscopy after Descemet's membrane endothelial keratoplasty. Ophthalmology 2013 ; 120 : 923–30.
[15] Kaufman SC, Kaufman HE. How has confocal microscopy helped us in refractive surgery ? Curr Opin Ophthalmol 2006 ; 17 : 380–8.
[16] Messmer EM, Mackert MJ, Zapp DM, Kampik A. In vivo confocal microscopy of pigmented conjunctival tumors. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol 2006 ; 244 : 1437–45.
[17] Gabison EE, Labbe A, Brignole-Baudouin F, et al. Confocal biomicroscopy of corneal intraepithelial neoplasia regression following interferon alpha 2b treatment. Br J Ophthalmol 2010 ; 94 : 134–5.

CHAPITRE

8

Microscopie spéculaire

M. Muraine

Points forts

- La microscopie spéculaire donne une mesure de la densité des cellules endothéliales.
- Elle donne une approche de la variation de surface cellulaire (polymégéthisme) et de la forme des cellules endothéliales (pléiomorphisme).
- Les appareils sans contact sont faciles d'utilisation.
- Examen indispensable pour diagnostiquer, quantifier et suivre une cornea guttata.
- Examen indispensable dans le suivi des implants phakes de chambre antérieure.

Limites

- Les appareils actuels utilisent une technique sans contact avec un champ d'observation très réduit nécessitant de prendre des clichés sur plusieurs secteurs afin d'obtenir une impression générale de la densité cellulaire endothéliale.
- En cas de faible densité cellulaire, les mesures automatiques sont souvent prises en défaut, nécessitant de passer en mode semi-automatique pour améliorer la fiabilité.
- En cas de perte de transparence de la cornée, les mesures deviennent impossibles.
- La pachymétrie des microscopes spéculaires est peu précise.

Imagerie en ophtalmologie

Introduction

La microscopie spéculaire est, depuis la fin des années 1980, la technique de référence pour l'analyse de l'endothélium de la cornée. Son principe n'a que très peu évolué depuis. Elle permet d'évaluer la densité des cellules endothéliales de la cornée et de réaliser une étude qualitative de la mosaïque endothéliale. Elle est le plus souvent utilisée pour évaluer la capacité de l'endothélium à supporter une chirurgie intraoculaire ou pour estimer la tolérance à long terme de l'endothélium vis-à-vis d'un implant intraoculaire ou des lentilles de contact.
Elle peut parfois être utile pour confirmer ou infirmer certains diagnostics.

Principe

La microscopie spéculaire (de spéculum = miroir) correspond à l'examen de la mosaïque endothéliale par l'observation de la lumière qu'elle réfléchit à la manière d'un miroir (figure 8.1). Ce principe d'analyse remonte à 1918, date à laquelle Vogt a réussi à visualiser les cellules de l'endothélium cornéen à l'aide d'une simple lampe à fente. Au fort grossissement, il faut incliner la fente lumineuse à 45° et essayer de capter la lumière réfléchie par la face endothéliale. Un bon moyen est de rechercher l'éblouissement sur la face épithéliale puis de regarder juste à côté, les cellules hexagonales apparaissent alors tout d'un coup

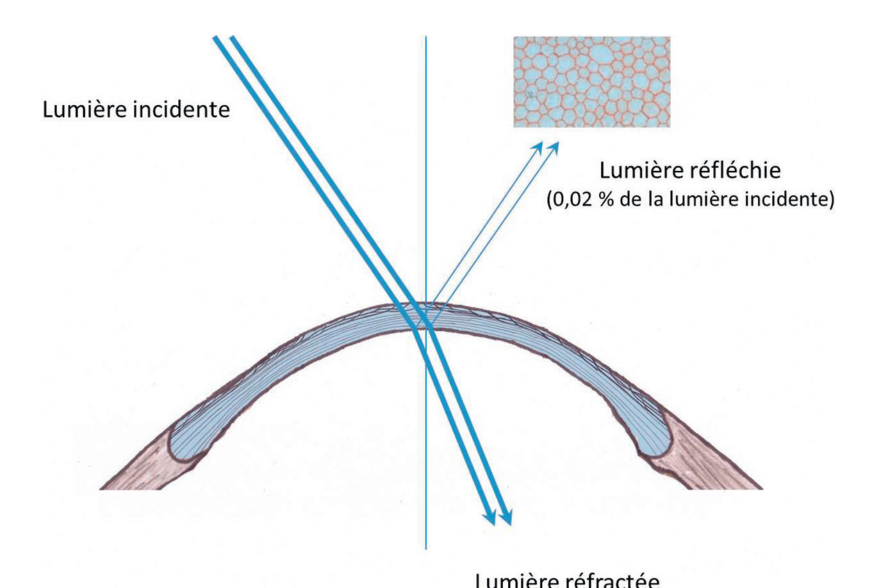


Figure 8.1. Principe de la microscopie spéculaire avec amplification de l'image réfléchie.

(figure 8.2). La visualisation de l'endothélium cornéen par cette technique n'est cependant pas facile en raison des mouvements du patient et il est apparu nécessaire de pouvoir agrandir et figer cette image afin de mieux l'analyser. C'est en respectant et amplifiant ce principe de réflexion de la lumière que David Maurice a pu développer en 1968 le premier microscope capable d'analyser l'endothélium et a ainsi introduit le terme de « microscopie spéculaire ». En 1975, Ronald Laing a ensuite modifié l'aspect original et développé un appareil plus facile à utiliser en clinique. La même année, Bourne et Kaufman ajoutaient un flash au dispositif et apportaient ainsi les dernières modifications pour une utilisation courante.

Techniques d'examen

Il existe deux types d'analyse spéculaire de la cornée suivant que l'on s'appuie ou non sur la cornée. On parle ainsi de microscopie spéculaire *contact* et *non-contact*.

Biomicroscopie à la lampe à fente

Elle reste la technique *sans contact cornéen* la plus facile à mettre en œuvre. Elle ne demande qu'un peu d'entraînement, nécessite une cornée claire, ce qui est une condition commune à toutes les techniques, mais aussi une bonne immobilisation de l'œil du patient pour que l'image soit stable. Elle n'autorise pas une analyse précise de la mosaïque endothéliale ni la mesure de la densité cellulaire, mais elle peut permettre de reconnaître l'existence d'une dystrophie cornéenne ou d'une importante déperdition cellulaire.

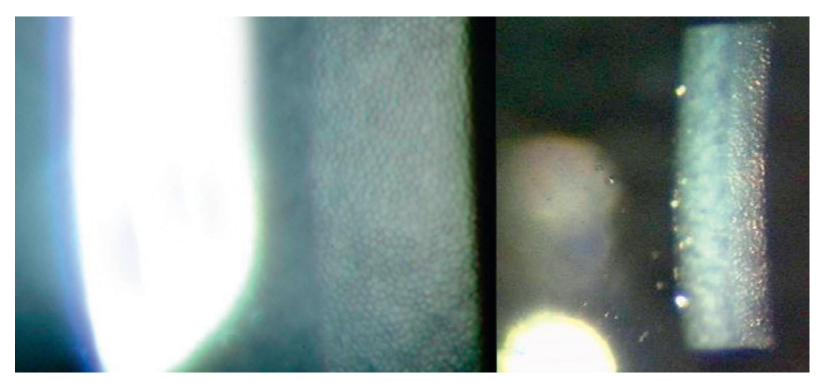


Figure 8.2. Analyse spéculaire de l'endothélium à l'aide d'une lampe à fente. Endothélium normal à gauche. Dystrophie primitive de Fuchs à droite.

Microscopie spéculaire sans contact

La microscopie spéculaire endothéliale *sans contact cornéen* se pratique le plus souvent à l'aide de microscopes spéculaires aisément disponibles sur le marché (figure 8.3). Ces microscopes ont été les premiers commercialisés mais avaient été rapidement délaissés au profit des *microscopes en mode contact* à grand champ car ces derniers permettaient une analyse plus précise de la cornée et sur une zone plus large (figure 8.4). Ils sont ensuite réapparus sur le marché en raison de leur moindre prix et d'améliorations techniques leur conférant une plus grande facilité d'utilisation. La mesure est en effet déclenchée de façon automatique après mise au point spontanée de l'appareil sur la couche endothéliale. L'avantage du *non-contact* vis-à-vis du risque de transmission microbienne d'un patient à l'autre a également été un point déterminant et les microscopes spéculaires *non-contact* occupent aujourd'hui la quasi-totalité du marché. Il faut cependant garder à l'esprit que ces appareils ne permettent qu'un examen en champ étroit et d'une surface limitée de la cornée (un site central et quelques sites périphériques). Le plus souvent, ils ne permettent l'analyse que de 0,03 à



Figure 8.3. Microscopie spéculaire non-contact.

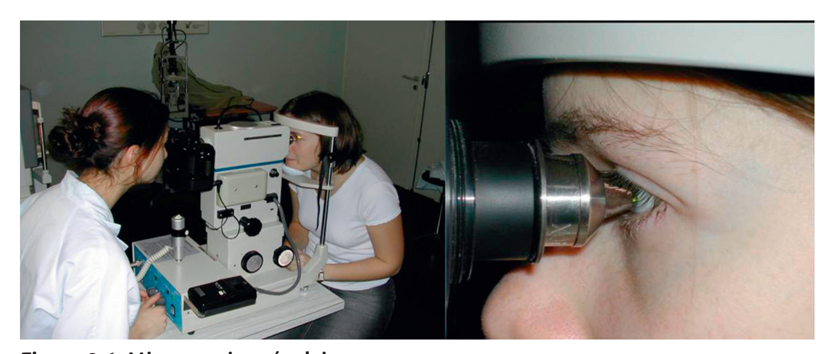


Figure 8.4. Microscopie spéculaire contact.

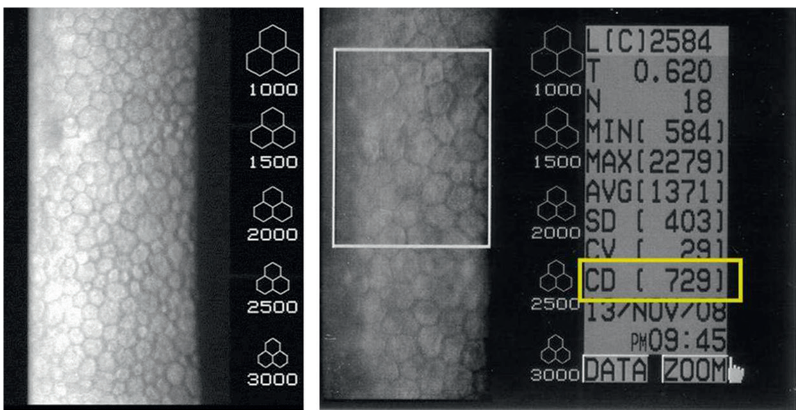


Figure 8.5. Microscopie spéculaire non-contact.
À gauche, densité endothéliale satisfaisante après greffe endothéliale pure (2 500 cellules/mm^2). À droite densité plus faible chiffrée à 729 cellules/mm^2 également après greffe endothéliale à 1 an.

0,15 mm^2, c'est-à-dire au maximum un millième de la surface totale de l'endothélium de la cornée (figure 8.5). Il faut interpréter avec une grande prudence les chiffres de densité cellulaire brute donnés par l'analyseur du microscope car la densité cellulaire peut varier d'un endroit à l'autre de la cornée. Il peut exister une certaine variabilité d'un examen à l'autre sans qu'une modification de la densité cellulaire ne soit vraiment en cause.

Microscopie spéculaire endothéliale avec contact cornéen

Elle n'est malheureusement plus vraiment utilisée car il n'y a plus de nouveaux appareils disponibles dans le commerce. Pourtant, le fait d'aplatir la cornée sur une grande surface permettait de récupérer une image réfléchie analysable approchant le millimètre carré (figure 8.6), c'est-à-dire 10 à 30 fois plus que les microscopes spéculaires non contact. Cette technique permet en outre d'explorer la périphérie cornéenne en dépassant même le « corneal ring » postérieur (zone circulaire de plis secondaires à l'indentation cornéenne par le cône).

L'image endothéliale observée par le microscope spéculaire *contact* ou *non-contact* est ensuite récupérée à l'aide d'un appareil photographique ou numérisée sur un écran pour sa mise en mémoire et son analyse qualitative et quantitative. Les microscopes possèdent également un pachymètre incorporé mais la valeur de cette mesure reste toutefois imprécise en comparaison des techniques de pachymétrie ultrasonores.

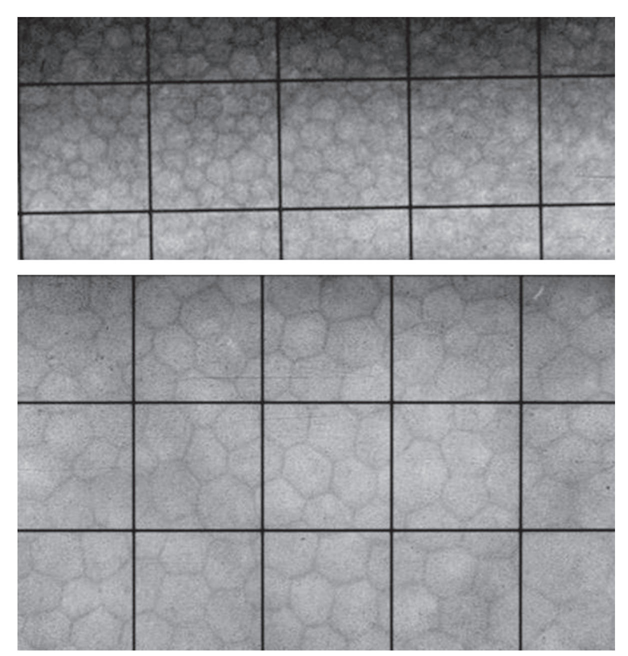


Figure 8.6. Microscopie spéculaire contact.
Endothélium normal en haut (2 500 cellules/mm^2). Densité endothéliale basse en bas (710 cellules/mm^2).

Analyse de l'image de l'endothélium cornéen obtenue par le microscope spéculaire

Endothélium cornéen

L'endothélium cornéen est une monocouche cellulaire tapissant toute la face postérieure de la cornée.

À l'état normal, il est formé de cellules hexagonales d'environ 200 à 400 microns carrés de surface moyenne. La particularité des cellules endothéliales de la cornée est qu'elles sont incapables de division cellulaire et donc de se régénérer : d'une densité élevée de 7 000 cellules par mm^2 à la naissance, leur quantité va rapidement baisser au cours des premières années, puis amorcer une décroissance moins forte jusqu'à la fin de la vie. On estime habituellement que leur densité se situe en moyenne entre 3 500 et 4 000 cellules/mm^2 entre l'enfance et l'adolescence pour atteindre 2 000 à 2 300 cellules/mm^2 vers l'âge de 80 ans.

Lors d'un traumatisme endothélial, les cellules endothéliales mortes se détachent et laissent un espace vide. Les cellules voisines incapables de se multiplier vont alors progressivement se déformer et s'agrandir pour

combler l'espace libre. Lorsque le nombre de cellules mortes augmente, ce sont toutes les cellules restantes de l'endothélium qui sont mises à contribution et s'étalent. La densité globale baisse inexorablement. Tant que leur densité dépasse 500 cellules par mm^2, elles sont en nombre suffisant pour maintenir la déshydratation du stroma et donc une transparence parfaite de la cornée. Dès qu'elles passent en dessous de ce seuil, on parle de décompensation : c'est l'œdème irréversible.

Analyse de la densité cellulaire endothéliale

Comme on peut le voir, le paramètre le plus important à déterminer est la densité des cellules de la cornée, car une simple analyse de la transparence de la cornée en lampe à fente ne peut pas faire la différence entre une densité très élevée et une densité proche du seuil de décompensation. L'apport du microscope spéculaire est à ce titre tout à fait capital.

L'analyse en microscopie spéculaire consiste à figer et amplifier l'image obtenue par la réflexion de la lumière sur l'endothélium cornéen. Il est ainsi nécessaire que la cornée soit parfaitement transparente pour que les rayons lumineux incidents et réfléchis la traversent sans perte d'information. Il est donc inutile de réaliser cet examen lorsque la cornée est œdémateuse.

Il existe plusieurs façons de mesurer la densité des cellules endothéliales. La plus ancienne consiste à juxtaposer une grille calibrée constituée de carrés de 0,1 mm de côté sur une photographie de la mosaïque endothéliale (figure 8.7). Cette analyse manuelle est un peu longue et fastidieuse, mais

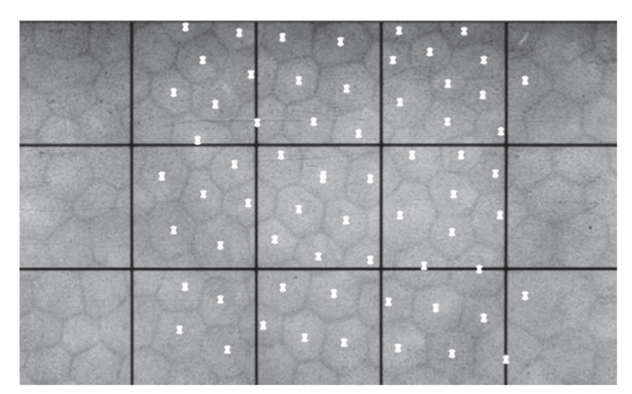


Figure 8.7. Comptage manuel de la densité endothéliale par pointage de 64 cellules sur une surface de 9 carrés de 0,1 mm de côté et donc mesurant chacun 0,01 mm^2.

La densité cellulaire est de $(64 \times 100)/9$, soit 711 cellules/mm^2.

elle est très fiable lorsqu'elle est réalisée par un opérateur entraîné et lorsque la surface oculaire analysée est importante. On estime qu'il est nécessaire de pouvoir compter 100 cellules jointives pour avoir une grande fiabilité de la mesure. La méthode la plus utilisée aujourd'hui, en raison de sa rapidité et de sa simplicité, est la méthode automatique. Le logiciel va reconnaître les contours cellulaires de chaque cellule par analyse des niveaux de gris et matérialiser ces contours par un tracé mathématique. Il lui est alors facile de mesurer la surface de chaque cellule, la densité exacte des cellules sur la zone géographique analysée et même de déterminer des paramètres morphométriques qui rendent mieux compte de la fonction endothéliale que la simple mesure de la densité cellulaire. Il s'agit du périmètre cellulaire, des coefficients de variation de surface cellulaire (polymégéthisme : augmentation de la taille des cellules) et de forme habituellement hexagonale (pléiomorphisme : perte de la forme hexagonale) (figures 8.8, 8.9, 8.10). La valeur de ces paramètres augmente normalement avec l'âge et de façon symétrique entre les deux yeux si bien qu'une nette disparité doit être considérée comme pathologique. La limite de ces mesures automatiques est que celles-ci ne sont fiables que lorsque la mosaïque cellulaire est parfaitement visible et lorsque les contours cellulaires sont parfaitement discernables du fond cellulaire. Lorsque ce n'est pas le cas, le logiciel va de lui-même définir ses propres choix, souvent erronés, de contours cellulaires et générer une analyse fausse de l'endothélium (figures 8.11 et 8.12). Il est donc très important de vérifier le caractère fiable de l'analyse automatique et, lorsque ce n'est pas le cas, de pouvoir passer à une analyse semi-automatique. Au cours de cette analyse, c'est l'opérateur lui-même qui définit le positionnement des cellules soit en cliquant au centre de chacune d'entre elles, soit en dessinant leur contour (figure 8.13). Ce type d'analyse prend un peu de temps si le choix est fait de matérialiser l'ensemble des contours cellulaires mais il est alors le plus fiable.

Indications de la microscopie spéculaire endothéliale

La microscopie spéculaire est habituellement utilisée dans un but diagnostique ou pronostique à l'égard d'affections endothéliales reconnues ou non. Elle ne doit pas être systématique avant chirurgie du segment antérieur et particulièrement de la cataracte et doit être réservée à certaines situations cliniques : antécédents de décompensation de l'œil adelphe, antécédents traumatiques, inflammatoires, d'hypertonie aiguë, de chirurgie sur le segment antérieur ou sur le segment postérieur, enfin après la mise en place d'un implant de chambre antérieure chez un patient phake ou aphake.

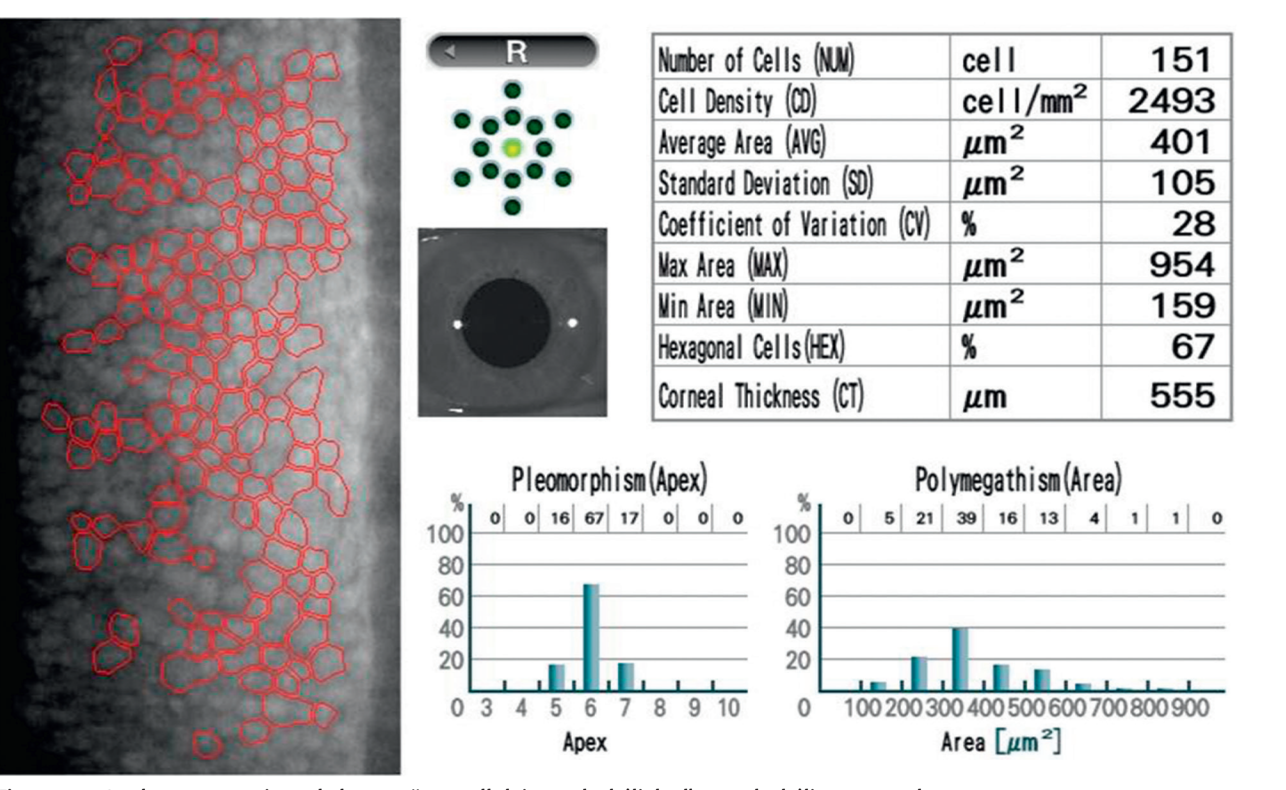


Figure 8.8. Analyse automatique de la mosaïque cellulaire endothéliale d'un endothélium normal.
La densité cellulaire est de 2 493 cellules/mm². Le logiciel analyse également les caractères morphologiques : 67 % des cellules sont hexagonales (pléiomorphisme) et la plupart des cellules ont une surface comprise entre 250 et 400 µm² (polymégathisme peu marqué).

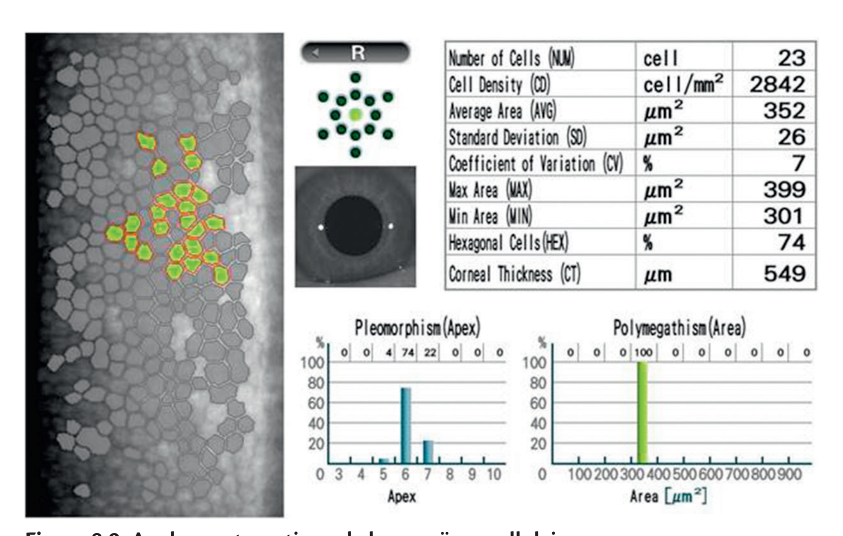


Figure 8.9. Analyse automatique de la mosaïque cellulaire.
Endothélium normal avec une densité de 2 842 cellules/mm² et un pléiomorphisme et un polymégathisme très faible.

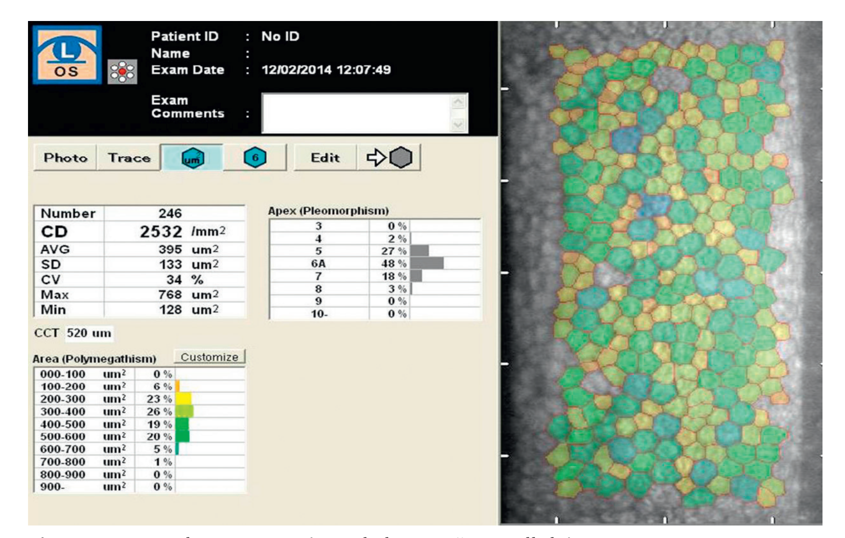


Figure 8.10. Analyse automatique de la mosaïque cellulaire.
Endothélium normal avec une densité de 2 532 cellules/mm². Le pléiomorphisme met en évidence 48 % de cellules hexagonales et un polymégathisme plus marqué avec une proportion non négligeable de cellules de taille différente.

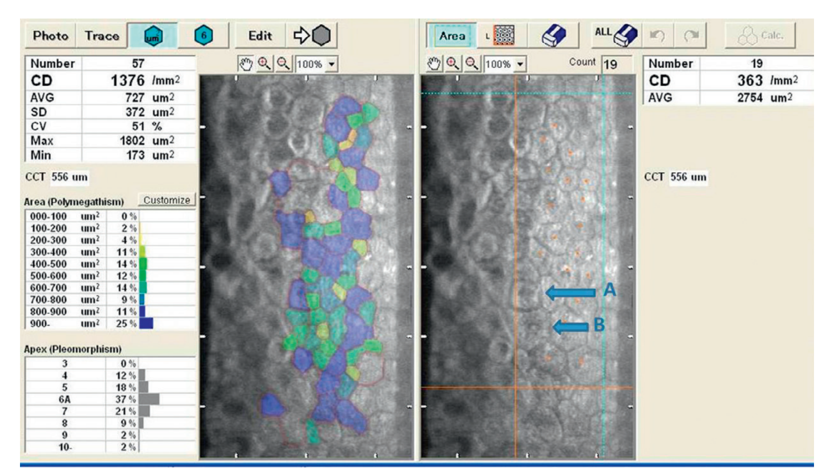


Figure 8.11. L'analyse automatique des contours des cellules génère de nombreuses erreurs.
La cellule A est convertie en 3 cellules et la cellule B en 6. Dans les deux cas, le noyau ballonisé des deux cellules induit le logiciel en erreur et fausse la densité dont le résultat donné est trop élevé (1 376 cellules/mm^2).

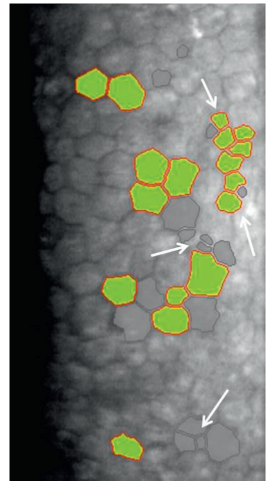


Figure 8.12. Autre exemple d'erreur d'interprétation.
Le logiciel morcèle plusieurs cellules de grande taille en de nombreuses cellules de petite taille (flèches blanches) et donne une densité cellulaire trop élevée.

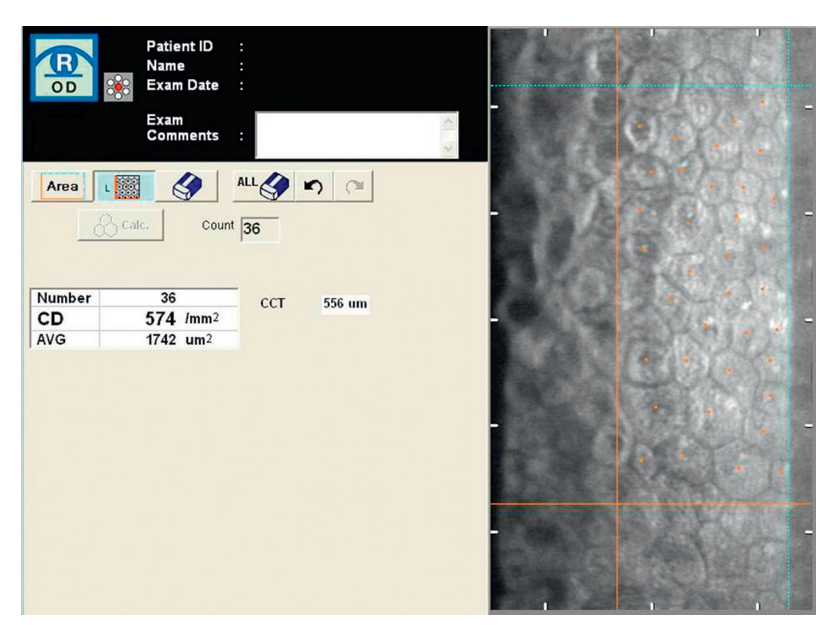


Figure 8.13. Analyse semi-automatique après pointage manuel du centre de toutes les cellules contenues dans un rectangle défini.
Ici, 36 cellules donnant une densité endothéliale de 574 cellules/mm² chez un patient porteur d'un implant de chambre antérieure.

Cornea guttata

L'indication la plus fréquente est l'évaluation de la densité cellulaire avant une chirurgie de la cataracte lorsque le patient est porteur d'une cornea guttata (dystrophie primitive de Fuchs). Il est en effet à peu près unanimement admis qu'au-dessous de 1 000 cellules/mm² une action chirurgicale sur le segment antérieur peut conduire à un œdème cornéen chronique.
La dystrophie de Fuchs se présente sous la forme d'excroissances arrondies postérieures de la membrane de Descemet appelées gouttes. Celles-ci prédominent généralement au centre de la cornée puis ont tendance à devenir confluentes. Il devient alors impossible d'examiner les cellules endothéliales. La microscopie spéculaire met en évidence les gouttes sous la forme de zones noires masquant totalement les cellules qui les recouvrent. Au stade débutant, les gouttes sont isolées et la morphologie des cellules endothéliales voisines est normale. Aux stades plus évolués, les gouttes commencent à confluer et masquent de plus en plus la mosaïque endothéliale (figure 8.14). L'évolution peut se faire vers une altération des cellules endothéliales, une baisse de leur densité et dans de rares cas vers une décompensation spontanée. Il devient alors difficile de mesurer la densité avec fiabilité car les zones noires n'indiquent

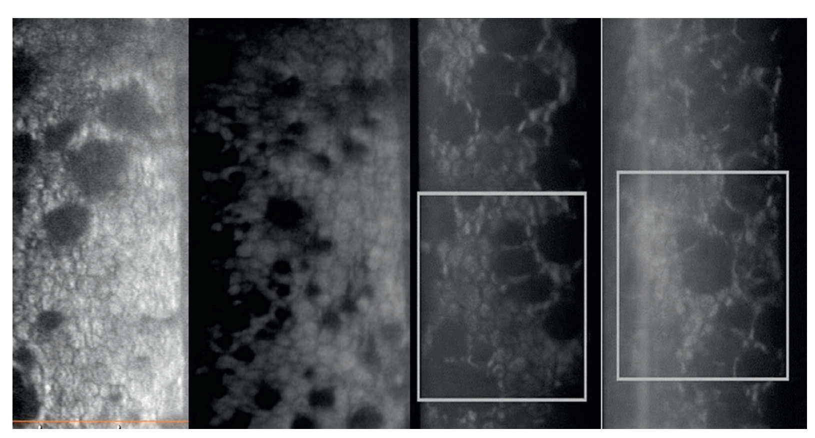


Figure 8.14. Cornea guttata en microscopie spéculaire chez 4 patients.
Notez la confluence de plus en plus importante des gouttes en partant du cas le moins évolué à gauche au plus évolué à droite.

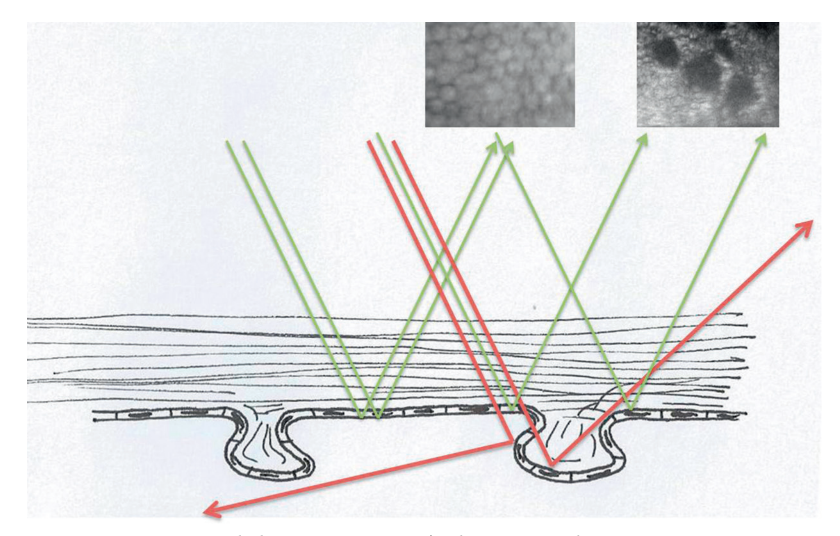


Figure 8.15. Principe de la microscopie spéculaire en cas de cornea guttata.
La présence de noir sur le cliché indique que le rayon incident n'est pas réfléchi vers le capteur mais ne veut pas dire qu'il n'y a pas de cellules endothéliales à l'endroit de la goutte. Les rayons incidents verts sont parfaitement réfléchis par l'endothélium sain entre les gouttes. Les rayons incidents rouges passant par les gouttes ne sont pas correctement réfléchis.

pas l'absence de cellules mais simplement une absence de récupération du rayon lumineux réfléchi aux endroits où la surface endothéliale n'est pas plane (figure 8.15). Il faut alors rechercher des zones dépourvues de gouttes en périphérie de la cornée. Les plages cellulaires sont souvent d'étendue réduite et

ne permettent pas de compter suffisamment de cellules pour une analyse automatique mais l'analyse minutieuse de la taille des cellules ainsi que du pléiomorphisme et du polymégéthisme permet de classer la cornée en :

- « cornée à risque de décompensation » si la densité est inférieure à 900 cellules/mm² et le polymégéthisme marqué ;
- « cornée à risque modéré » si la densité se situe entre 900 et 1 500 cellules/mm² ;
- « à risque faible » en cas de densité supérieure (figures 8.16 et 8.17).

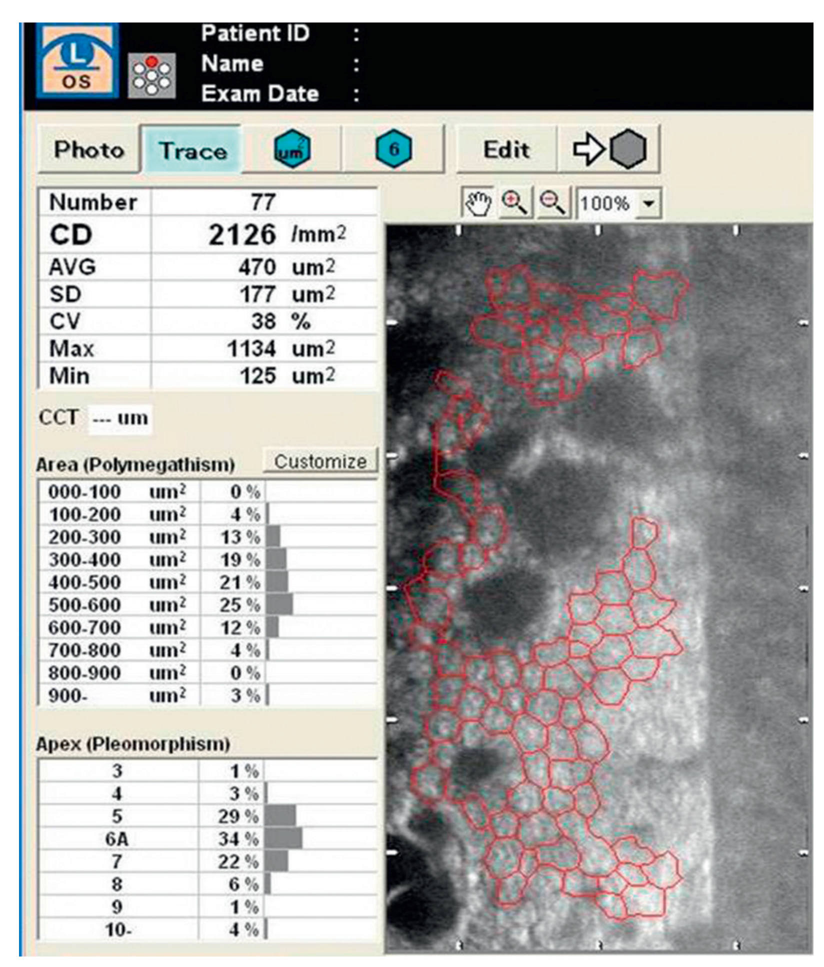


Figure 8.16. Cornea guttata : le logiciel de comptage automatique détecte les cellules uniquement en dehors des gouttes.
Il détermine leur surface moyenne puis leur densité : 2 126 cellules/mm² dans ce cas de cornea guttata peu évolué.

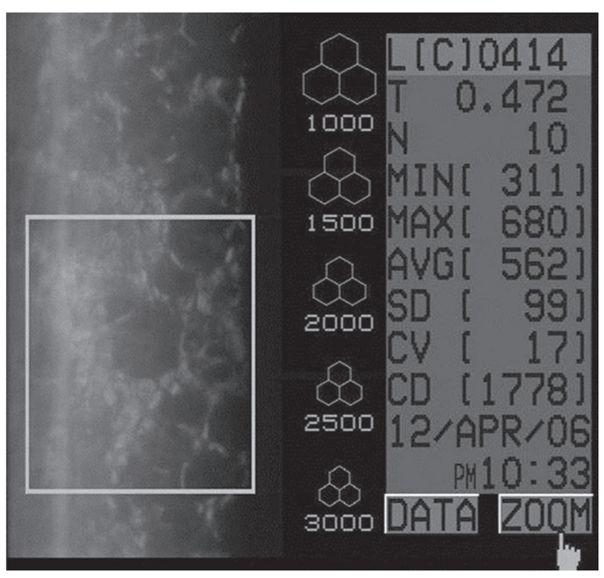


Figure 8.17. Cornea guttata avec gouttes extrêmement confluentes.
Il n'y a pas assez de cellules visibles par effet spéculaire, ce qui ne veut pas dire qu'il n'y en a pas au niveau des zones noires. Vu le faible nombre de cellules visibles, on ne peut pas en compter suffisamment et les chiffres de la colonne de droite ne veulent rien dire. Il faut comparer la taille des cellules visibles à celles de la grille étalon à droite. Dans ce cas, il y a au moins 1 500 cellules/mm^2 en arrière des gouttes et peut-être même 2 000 cellules/mm^2. Cette cornée peut être considérée comme une cornée à risque faible de décompensation, surtout si la pachymétrie est inférieure à 630 µm.

Chaque fois qu'elle est possible, la mesure de la pachymétrie, tant au centre qu'à la périphérie cornéenne, apporte un élément supplémentaire à l'évaluation fonctionnelle de la cornée.

Suivi des implants intraoculaires

La surveillance endothéliale doit être systématique chez les patients porteurs d'implants de chambre antérieure car ces implants peuvent être responsables d'une perte cellulaire endothéliale majeure au cours des années, que l'on ait pu ou non mettre en évidence une mobilité de l'implant ou un contact endothélial (figure 8.18). On conseillera une surveillance annuelle pour les patients pseudophakes, mais les patients phakes, le plus souvent implantés de façon bilatérale, doivent être examinés deux fois par an. Le retrait des implants s'imposera devant toute baisse significative de la densité endothéliale.

La microscopie spéculaire reste la seule technique utilisable en routine pour évaluer le retentissement endothélial de nouveaux implants ou celui de lentilles cornéennes.

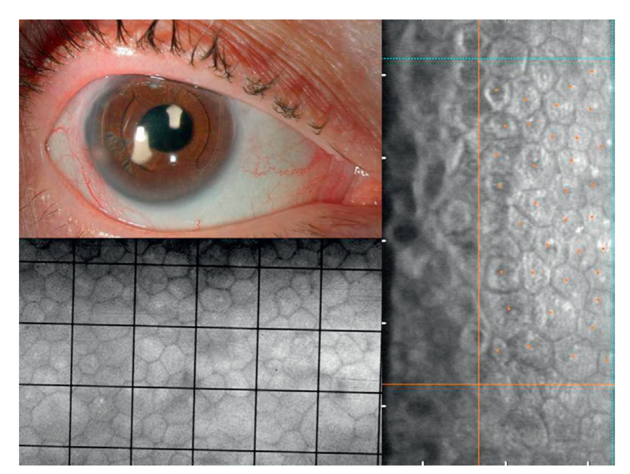


Figure 8.18. Implant de chambre antérieure chez un patient présentant une cornée claire avec son analyse en microscopie spéculaire contact en bas et non-contact à droite.
Le comptage retrouve une densité cellulaire que l'on peut chiffrer entre 500 et 600 cellules/mm^2. Le polymégathisme est élevé, de même que le pléiomorphisme. Sur l'image de droite, les noyaux de certaines cellules sont ballonisés.

Autres indications pronostiques de la microscopie spéculaire

L'évaluation de la vitalité endothéliale peut être utile après traumatisme perforant ou contusif, ainsi qu'après traumatisme chirurgical, principalement si un autre geste s'impose sur le globe oculaire.
Il est également indispensable de réaliser une microscopie spéculaire dans les suites d'un glaucome par fermeture de l'angle avant de retirer le cristallin car l'hypertonie aiguë est très fréquemment responsable d'une déperdition cellulaire.
Une microscopie spéculaire peut également être demandée dans les suites d'une inflammation du segment antérieur, d'un iritis ou *a fortiori* d'une endothélite où l'on peut observer des précipités endothéliaux, du pigment, des cellules, de la fibrine, plus ou moins associés à un agrandissement cellulaire.
Elle permet également d'apprécier le retentissement endothélial d'un port prolongé de lentilles cornéennes.

Suivi des greffes de cornées

La microscopie spéculaire est encore indiquée dans l'évaluation endothéliale des greffes transfixiantes ou lamellaires de la cornée. La baisse cellulaire est inévitable des années après le remplacement de l'endothélium par celui d'un donneur mais le poly-

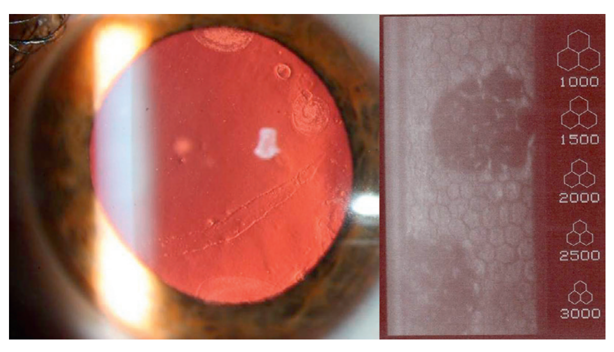


Figure 8.19. Aspect en lampe à fente à gauche et en microcopie spéculaire à droite d'une dystrophie postérieure polymorphe.

mégathisme reste souvent plus modéré que ne le voudrait l'augmentation de la taille des cellules. La microscopie spéculaire, en fonction de la valeur de ces paramètres, permettra d'apporter des informations sur le pronostic à long terme du greffon.

Aide au diagnostic des autres dystrophies

Le diagnostic des dystrophies endothéliales de la cornée est en général posé sur un simple examen en lampe à fente et la microscopie spéculaire n'est que de peu de secours. La dystrophie postérieure polymorphe se présente sous la forme de lésions en vésicule ou en bande au niveau de la membrane de Descemet (figure 8.19). Il s'agit d'une affection bilatérale autosomique dominante souvent asymptomatique et découverte par l'examen systématique. Elle débute entre l'âge de 10 et 30 ans. L'évolution vers la décompensation œdémateuse est très rare.

Dans certains cas, lorsqu'il existe, par exemple, un œdème cornéen unilatéral et qu'il n'y a pas d'antécédent chirurgical connu, la découverte de cellules endothéliales turgescentes et un peu agrandies peut faire évoquer un syndrome irido-cornéen endothélial (*ICE syndrom*) (figure 8.20), surtout si l'on peut mettre en évidence une ligne de séparation entre cet endothélium pathologique et un endothélium sain. Dans ce cas, il convient de rechercher systématiquement l'existence d'une éventuelle correctopie ainsi que d'une hypertonie oculaire.

Conclusion

La microscopie spéculaire permet principalement l'analyse de la densité cellulaire endothéliale de la cornée. Elle est aujourd'hui incontournable avant chirurgie de la cataracte chez un patient porteur d'une cornea guttata ou lorsqu'il existe un doute sur la vitalité de l'endothélium (après glaucome aigu, traumatisme chirurgical, inflammation marquée…). Elle est obligatoire lorsque les patients sont

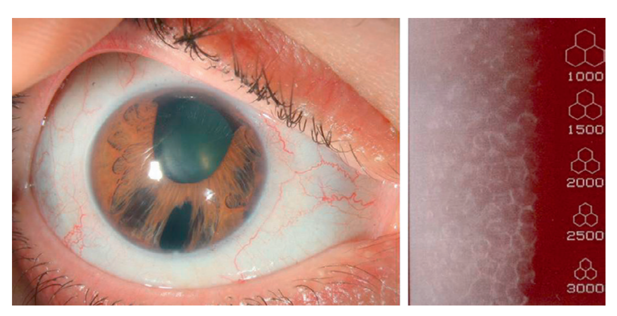


Figure 8.20. Aspect en lampe à fente à gauche et en microcopie spéculaire à droite d'un syndrome irido-cornéen-endothélial (*ICE syndrom*).

porteurs d'implants phakes de chambre antérieure et recommandée en cas d'implants de chambre antérieure chez le pseudophake. La microscopie spéculaire a également un intérêt scientifique dans le suivi des greffes de cornées ou pour l'aide au diagnostic des dytrophies cornéennes endothéliales.
L'évolution des techniques a favorisé l'émergence d'appareils non-contact très simples d'utilisation, et permis d'introduire l'analyse informatisée de la mosaïque endothéliale. Les mesures obtenues doivent toujours être interprétées avec précaution car la surface analysée est souvent très faible et l'analyse des contours cellulaires pas toujours fiable en cas de mode « tout automatique ».

Références

[1] McCarey BE, Edelhauser HF, Lynn MJ. Review of corneal endothelial specular microscopy for FDA clinical trials of refractive procedures, surgical devices, and new intraocular drugs and solutions. Cornea 2008 ; 27 : 1–16.
[2] Pop M, Payette Y. Initial results of endothelial cell counts after Artisan lens for phakic eyes : an evaluation of the United States Food and Drug Administration Ophtec Study. Ophthalmology 2004 ; 111 : 309–17.
[3] Hara M, Morishige N, Chikama T, Nishida T. Comparison of confocal biomicroscopy and noncontact specular microscopy for evaluation of the corneal endothelium. Cornea 2003 ; 22 : 512–5.
[4] Isager P, Hjortdal JO, Guo S, Ehlers N. Comparison of endothelial cell density estimated by contact and non-contact specular microscopy. Acta Ophthalmol Scand 2000 ; 78 : 42–4.
[5] Szalai E, Németh G, Berta A, Módis Jr. L. Evaluation of the corneal endothelium using noncontact and contact specular microscopy. Cornea 2011 ; 30 : 567–70.
[6] Hirst LW, Yamauchi K, Enger C, Vogelpohl W, Whittington V. Quantitative analysis of wide-field specular microscopy. II. Precision of sampling from the central corneal endothelium. Invest Ophthalmol Vis Sci 1989 ; 30 : 1972–9.
[7] Módis J.L, Langenbucher A, Seitz B. Corneal endothelial cell density and pachymetry measured by contact and noncontact specular microscopy. J Cataract Refract Surg 2002 ; 28 : 1763–9.
[8] Sugar A. Clinical specular microscopy. Surv Ophthalmol 1979 ; 24 : 21–32.
[9] Tehrani M, Dick HB. Endothelial cell loss after toric iris-fixated phakic intraocular lens implantation : three-year follow-up. J Refract Surg 2007 ; 23 : 172–7.
[10] Pillai CT, Dua HS, Azuara-Blanco A, Sarhan AR. Evaluation of corneal endothelium and keratic precipitates by specular microscopy in anterior uveitis. Br J Ophthalmol 2000 ; 84 : 1367–71.

[11] Mimouni F, Colin J, Koffi V, Bonnet P. Damage to the corneal endothelium from anterior chamber intraocular lenses in phakic myopic eyes. Refract Corneal Surg 1991 ; 7 : 277–81.
[12] Liu YK, Wang IJ, Hu FR, Hung PT, Chang HW. Clinical and specular microscopic manifestations of iridocorneal endothelial syndrome. Jpn J Ophthalmol 2001 ; 45 : 281–7.
[13] Cotinat J. Specular microscopy of the corneal endothelium. J Fr Ophtalmol 1999 ; 22 : 255–61.
[14] Giasson CJ, Solomon LD, Polse KA. Morphometry of corneal endothelium in patients with corneal guttata. Ophthalmology 2007 ; 114 : 1469–75.
[15] Nieuwendaal CP, Kok JH, de Moor EA, Oosting J, Venema HW. Corneal endothelial cell morphology under permanent wear of rigid contact lenses. Int Ophthalmol 1991 ; 15 : 313–9.

CHAPITRE

9

Imagerie en coupe cornée – segment antérieur

G. Baikoff, M. Puech

Points forts

- L'analyse par OCT donne une imagerie de très haute résolution de la cornée grâce aux OCT de « spectral domain », qui peuvent tous être focalisés sur la cornée et le segment antérieur.
- Les OCT spécifiques de segment antérieur donnent une visualisation de tout le segment antérieur avec de bonnes mesures de la chambre antérieure et possibilité de cartographies pachymétriques.
- Les pertes de transparence de la cornée ne sont pas une limite de l'imagerie par OCT : cet avantage permet de situer les opacités intracornéennes comme en cas de dystrophie ou de mauvaise cicatrisation après LASIK.

Limites

- Les OCT de rétine focalisés sur la cornée ont des fenêtres d'acquisition adaptées à la rétine mais ne permettent pas une imagerie de tout le segment antérieur.
- Les OCT spécifiques de segment antérieur ont une résolution plus faible que les OCT de rétine.
- Les OCT sont limités en pénétration en arrière de l'iris mais les appareils UBM peuvent compléter cette exploration.

Introduction

L'imagerie en coupe de la cornée et du segment antérieur a bénéficié d'une importante amélioration de la qualité des images tant en échographie, avec les appareils UBM (*Ultrasound Biomicroscopy*) qu'en OCT (*Optical Coherence Tomography*) avec l'augmentation régulière de la résolution des appareils actuels.

Les indications d'imagerie de haute résolution sont tournées soit vers l'analyse cornéenne, soit vers l'analyse du segment antérieur avec la possibilité pour certains appareils d'obtenir une coupe de tout de segment antérieur. Cette possibilité est offerte avec les appareils UBM actuels mais aussi par les appareils OCT destinés au segment antérieur comme l'appareil Visante™ (Carl Zeiss Meditec Dublin, CA, États-Unis) ou l'appareil AC-OCT (Tomey). Les nouvelles générations d'OCT destinées au segment postérieur utilisant le domaine spectral peuvent être focalisées sur le segment antérieur mais avec une fenêtre de visualisation qui ne permet pas d'englober tout le segment antérieur. En revanche, leur résolution est supérieure aux appareils spécialement destinés au segmant antérieur. Pour schématiser, on peut distinguer deux types d'OCT du segment antérieur : les appareils OCT de moindre résolution mais à large champ qui permettent d'explorer tout le segment antérieur avec une longueur d'onde supérieure à 1000 nanomètres et les appareils OCT de haute résolution destinés au segment postérieur dont la longueur d'onde est plus faible (820 à 880 nanomètres).

L'analyse du segment antérieur peut donc se faire, en fonction des indications, soit en étude morphologique large du segment antérieur avec les OCT de segment antérieur, soit en étude ultrastructurale de la cornée avec les appareils de très haute résolution.

Étude morphologique du segment antérieur

L'analyse en coupe de tout le segment antérieur permet un suivi des modifications anatomiques comme en cas d'accommodation, de perte de transparence de la cornée [1] avec une très bonne pénétration des infrarouges et des ultrasons pour observer la chambre antérieure, mais il est aussi possible de réaliser des mesures de la chambre antérieure avec mesure de la profondeur de la chambre antérieure, du diamètre d'angle à angle ou de sulcus à sulcus (plus spécifiquement avec les appareils UBM) [2, 3]. Ces mesures sont particulièrement utiles en cas d'implantation phake de façon à surveiller les distances de sécurités entre l'implant et les structures anatomiques mais aussi avec l'avantage de réaliser, avant l'implantation, un dimensionnement de l'implant afin de limiter les effets de compresssion tissulaire par surdimensionnement de la lentille artificielle.

L'accès à des images de large champ permet aussi d'apprécier les pathologies cornéennes qui peuvent déformer la cornée comme en cas de kératocône évolutif [4].

Accommodation

L'accommodation dynamique peut être stimulée par l'interposition de lentilles positives ou négatives devant le point de fixation. Chez cet albinos (figure 9.1), on peut observer sur les figures « b » et « b' » le myosis, l'augmentation de la courbure du cristallin, le déplacement interne des procès ciliaires [5]. Tout ceci confirme la théorie de l'accommodation décrite par Von Helmotz en 1850.

Angle irido-cornéen

La figure 9.2 illustre un cas extrême de nanophtalmie avec effacement de la chambre antérieure et adossement total de l'angle irido-cornéen. Il faut noter le petit diamètre de la cornée, son rayon de courbure très serré et la protrusion maximale du cristallin vers l'avant (figure 9.2). Le traitement de ces yeux est très délicat car il y a un risque de suffusion uvéale per- ou postopératoire. Il est prudent d'associer à l'extraction du cristallin de grandes zones de sclérectomie lamellaire pour favoriser la diffusion transsclérale.

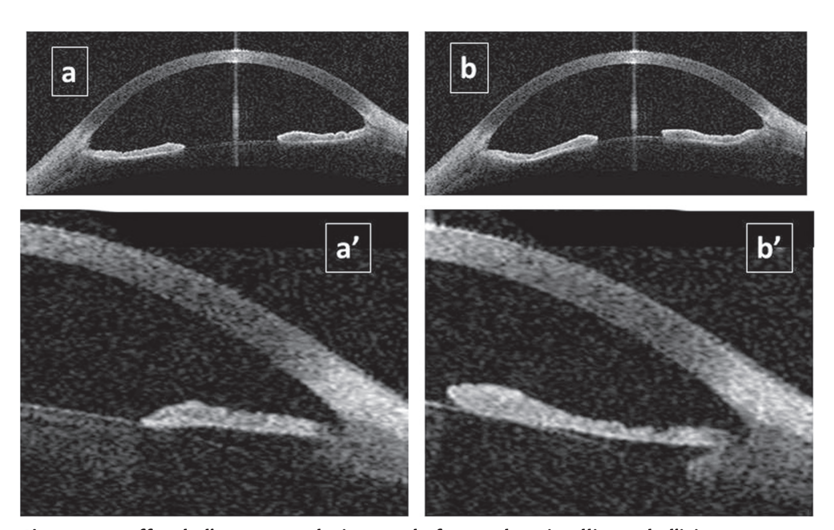


Figure 9.1. Effet de l'accommodation sur la forme du cristallin et de l'iris.
À gauche, état de repos. À droite, accomodation de 10 dioptries.

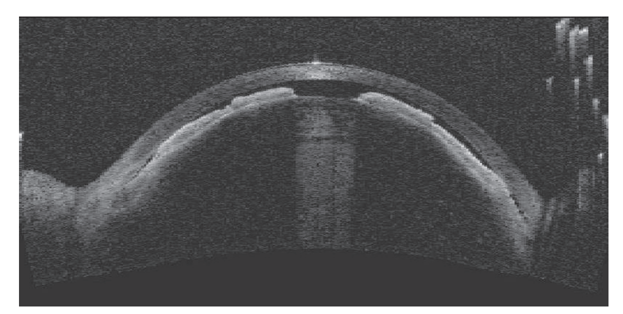


Figure 9.2. Aspect de chambre antérieure très étroite chez un patient nanophtalme avec déplacement du cristallin vers l'avant et forte tendance à la fermeture de l'angle.

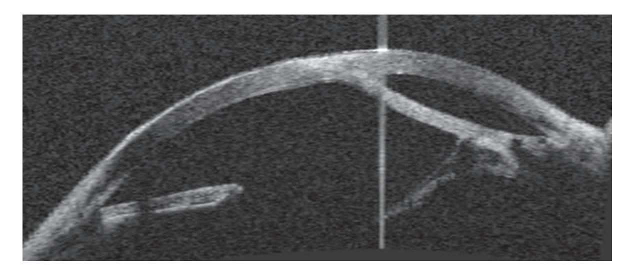


Figure 9.3. Aspect de synéchie antérieure sur une cornée opaque qui se laisse cependant traverser par le faisceau OCT avec bonne visualisation de l'angle irido-cornéen.

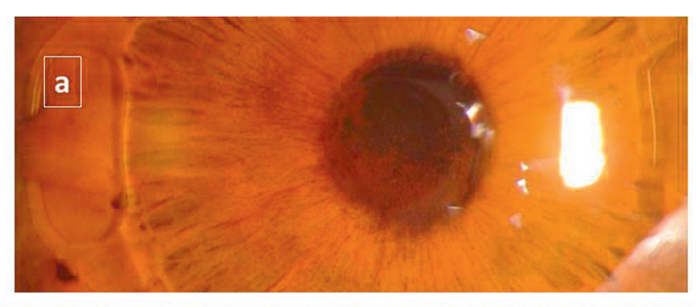
Exploration du segment antérieur derrière une cornée opaque

L'imagerie par OCT permet de traverser des cornées très œdémateuses. Par exemple, sur un œil aphake avec cornée blanche (figure 9.3), la synéchie irido-cornéenne est bien visible, ainsi que la bride antérieure de vitré. L'œil est aphake sans reliquat capsulaire. Au cours de la greffe de cornée, seront proposées une libération de la synéchie antérieure, une vitrectomie antérieure et la mise en place d'un implant à support irien.

Mesures des dimensions internes de la chambre antérieure

Implants phakes

L'OCT permet d'expliquer les effets secondaires des implants phakes avec très bonne analyse des rapports anatomiques : par exemple, les images en coupe par OCT peuvent expliquer le mécanisme d'un syndrome de dispersion pigmentaire observé parfois après implant Artisan. Le pôle antérieur du cristallin naturel peut être très antérieur par rapport à la ligne de base qui joint le sommet des deux



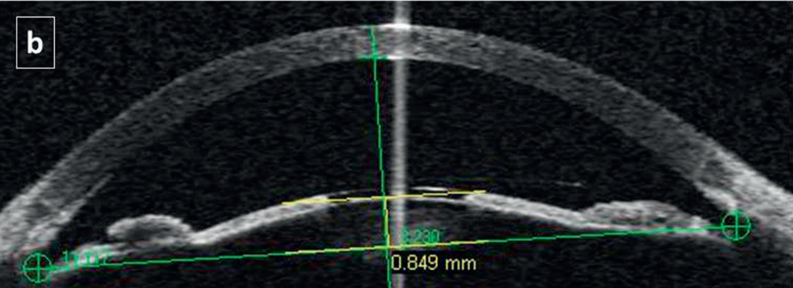


Figure 9.4. Aspect de dispersion pigmentaire sur un implant Artisan à fixation irienne.
La dispersion pigmentaire est visible sur le cliché couleur (A) avec aspect d'atophie modérée de l'iris autour de la pupille. Sur la coupe en OCT (B), l'iris péripupillaire est nettement aminci par compression entre les pieds de l'implant en avant et la cristalloïde antérieure en arrière. La flèche cristallinienne est importante (849 microns).

angles irido-cornéens. Il s'agit d'une flèche cristallinienne positive. Cette protrusion antérieure explique que l'iris soit comprimé entre l'implant et le cristallin naturel, ceci étant à l'origine des dispersions pigmentaires (figure 9.4).

Implants phakes de chambre postérieure ICL STAAR™

L'exploration par OCT peut analyser la position de l'optique des implants phakes de chambre postérieure au niveau de l'aire pupillaire. Par exemple, la figure 9.5 illustre l'importance du dimensionnement de l'implant. Un implant de trop grand diamètre peut repousser l'iris en avant avec un risque de fermeture de l'angle (figure 9.5A). Sur la figure 9.5B, l'implant est trop petit, et sa face postérieure rentre en contact avec le cristallin naturel. La figure 9.5C montre une position idéale avec une distance de 530 µm entre la face antérieure du cristallin et la face postérieure de l'implant. Des formules calculées avec l'OCT permettent d'évaluer en préopératoire le bon dimensionnement de l'implant en se basant sur la distance d'angle à angle qui est plus précise que la mesure de blanc à blanc.

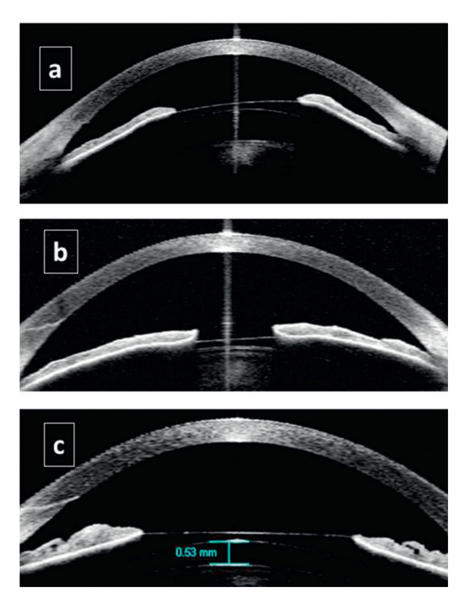


Figure 9.5. Exemples d'implants phakes de chambre postérieure (ICL Staar™) avec conséquences du dimensionnement des implants sur la position de l'optique.
A. Un implant de trop grand diamètre peut provoquer une fermeture de l'angle. B. Un implant de petit diamètre peut entrer en contact avec le cristallin naturel et provoquer une cataracte. C. Le diamètre de l'implant doit être choisi pour laisser une distance de 500 à 600 µm entre la phase antérieure du cristallin et la face postérieure de l'implant.

Pathologie cornéenne - Vue d'ensemble

Corneal melting

L'OCT permet d'identifier différents types de « corneal melting » selon la terminologie anglo-saxonne. Par exemple, en cas de maladie de Terrien, il est possible d'observer un amincissement périphérique circulaire (figure 9.6A), une descemétocèle avec un amincissement central très important (figure 9.6B), un kératoglobe avec un diamètre de l'ordre de 14 mm (figure 9.6C) et une cornée dont l'épaisseur est de 250 µm [6]. L'OCT permet de faire le diagnostic rapidement et de suivre, de façon objective, les dimensions de toutes les anomalies observées au fil du temps.

Kératocône

Le kératocône est aujourd'hui l'ennemi numéro 1 de la chirurgie réfractive cornéenne. Tous les systèmes d'analyse de la cornée sont bienvenus pour contribuer à un diagnostic précoce.
La figure 9.7 montre trois stades d'évolution du kératocône allant du plus discret (figure 9.7A) avec adaptation en verre de contact au plus avancé (figure 9.7C) avec hydrops et lac d'humeur aqueuse au sommet de la cornée. On distingue parfai-

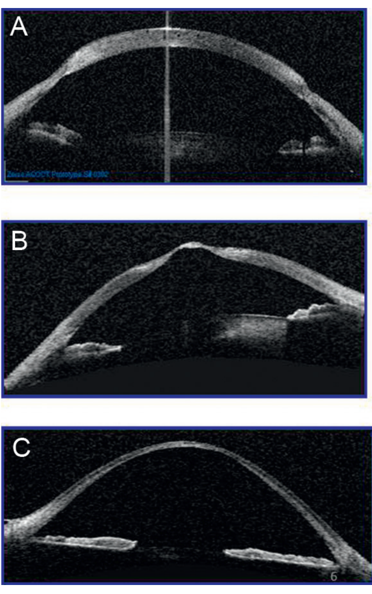


Figure 9.6. Différentes atteintes cornéennes avec déformation soit localisée, soit globale.
A. Maladie de terrien. B. Descemétocèle. C. Kératoglobe.

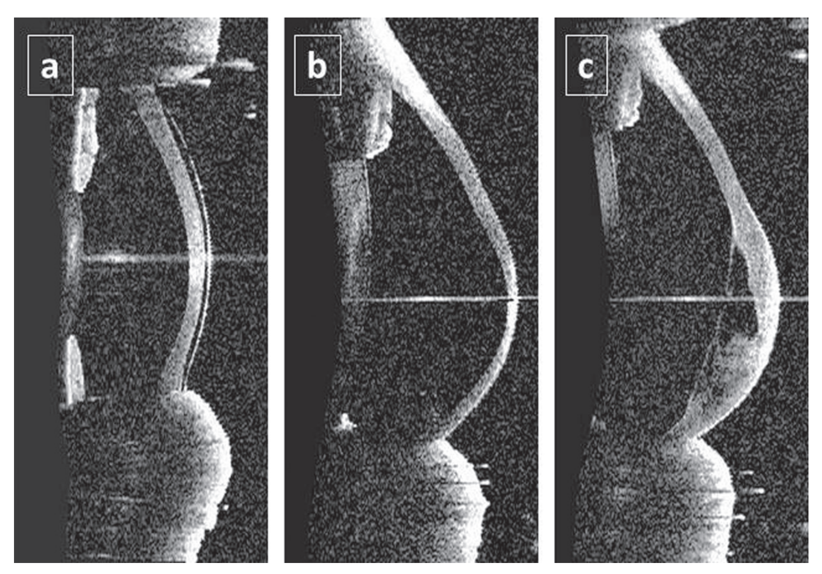


Figure 9.7. Différents stades évolutifs de kératocône avec déformation progressive de la cornée.

tement le décollement descemétique postérieur. Cet aspect anatomique explique que pour accélérer la résorption de l'œdème, on peut être amené à injecter une bulle d'air dans la chambre antérieure pour réappliquer la Descemet contre le stroma cornéen.

Haute résolution

L'utilisation des OCT à haute résolution dans le domaine spectral, type RTVue™ de Optovue, permet d'analyser finement les structures de la cornée, de l'épithélium à l'endothélium. Il n'y a pas de visualisation à l'échelon cellulaire comparable au microscope spéculaire et confocal; en revanche, l'étude anatomique fine permet de définir avec précision la pachymétrie cornéenne, la pachymétrie épithéliale, la profondeur des anomalies et des opacités observées dans la cornée.

Anneaux intracornéens

Toujours dans le cadre du kératocône, on peut apprécier le bon positionnement ou non des anneaux intracornéens [7]. Il est possible d'analyser la position de l'anneau intracornéen avec visualisation de la déformation stromale provoquée par celui-ci (figure 9.8). Il y a un épaississement épithélial au niveau de la dépression comprise

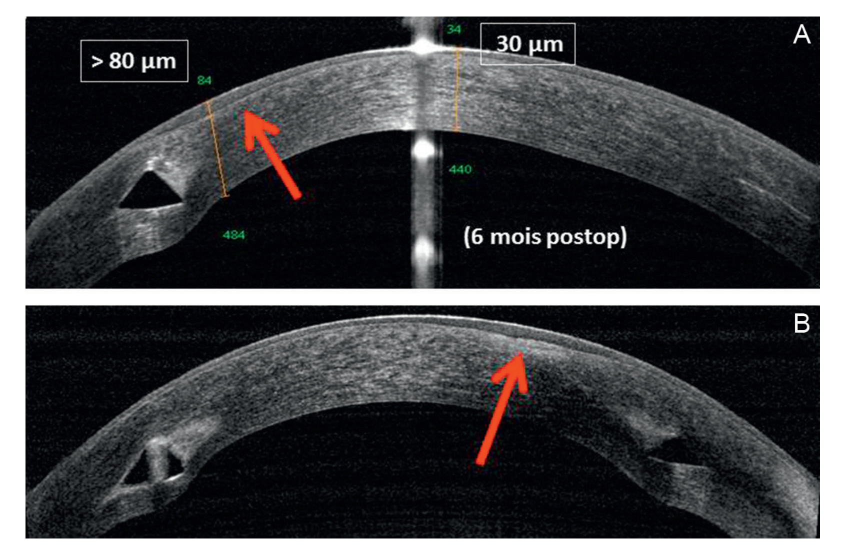


Figure 9.8. L'anneau intracornéen est bien posisionné, dans ce cas de kératocône, avec déformation réactionnelle évidente de la courbure cornéenne.
L'effet réfractif des anneaux apparaît lié non seulement à la modification du rayon de courbure du stroma cornéen mais également à la régularisation de la surface cornéenne antérieure par des remaniements épithéliaux localisés.

entre l'anneau et le sommet de la cornée. Cette prolifération épithéliale va lisser la surface optique et contribuer progressivement à l'amélioration du résultat optique qui progresse pendant les mois et années suivant la mise en place des anneaux.

Les OCT de très haute résolution peuvent fournir des cartes très précises de pachymétrie, mais aussi des cartographies des épaisseurs de l'épithélium avec possibilité de détecter un amincissement épithélial en regard de la déformation du stroma lié à la présence d'un kératocône.

La concordance des anomalies topographique, pachymétrique stromale et pachymétrique épithéliale, peut illustrer certains cas de kératocône (figure 9.9).

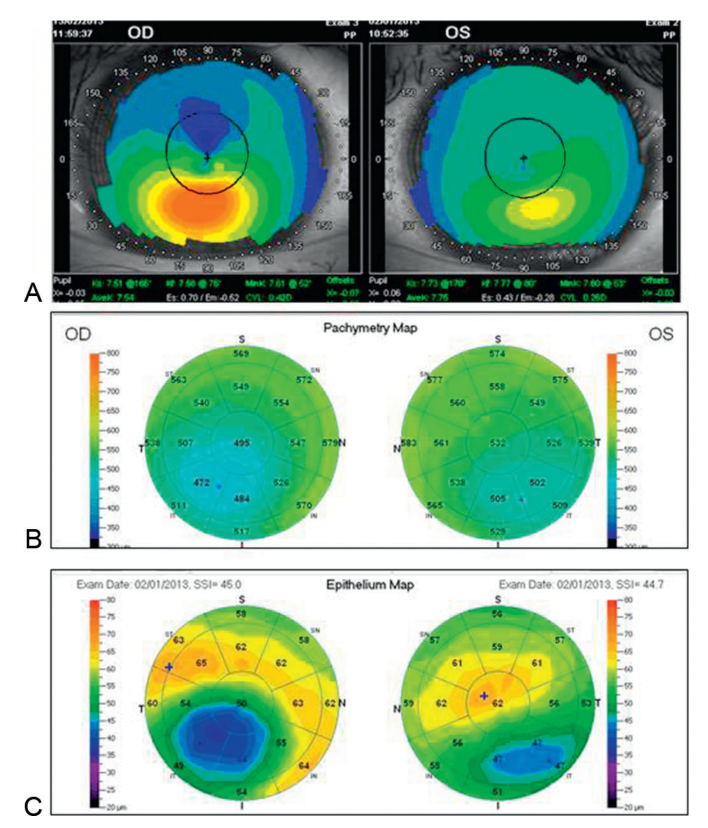


Figure 9.9. Exemple de cartographie pachymétrique et de cartographie d'épaisseur de l'épithélium en cas de kératocône.

A. Topographie de rayons de courbure. B. OCT de haute résolution : carte d'épaisseur cornéenne totale (aminicissement au sommet du cône). C. Mapping épithélial : amincissement correspondant au sommet du cône. Il y a une parfaite correspondance entre le sommet du cône, la pachymétrie cornéenne et la pachymétrie épithéliale.

L'amincissement épithélial correspond sur les deux yeux au sommet du cône, lui-même étant la partie la plus fine de la cornée. Sur l'œil droit, les images sont évidentes, sur l'œil gauche, qui présente un kératocône frustre, les anomalies sont déjà présentes.

LASIK

Après LASIK, les modifications de courbure cornéenne vont également s'accompagner de variations de l'épaisseur épithéliale [8]. En regard de l'ablation stomale produite par l'effet du laser Excimer, l'épithélium cornéen réagit par un épaississement pour jouer un rôle de régulation des rayons de courbure (figure 9.10). Pour résumer, on peut dire que l'épithélium prolifère pour combler les vallées cornéennes et qu'il s'amincit sur les sommets. On peut ainsi définir un delta de pachymétrie épithéliale qui est la différence d'épaisseur épithéliale entre le centre et la périphérie.
Nous avons pu établir (figure 9.11) que l'épithélium central est d'autant plus épais que la myopie initiale était importante, c'est-à-dire que le traitement laser a enlevé plus de tissu cornéen. Nous avons également observé que lorsqu'il y avait une régression de l'effet optique, on observait une augmentation de l'épaisseur de l'épithélium central en matière de LASIK myopique.

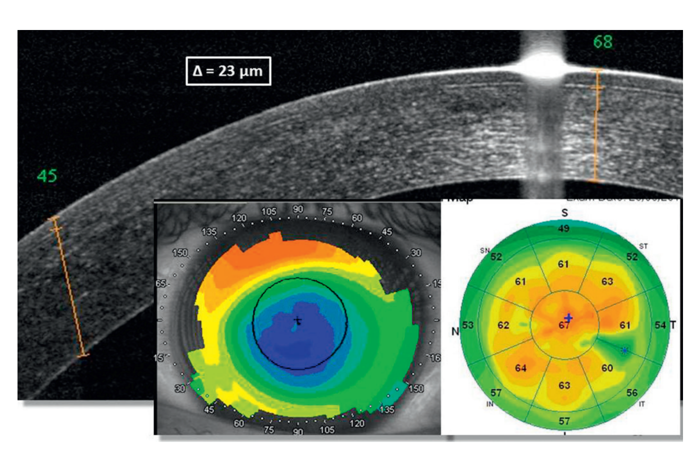


Figure 9.10. Aspect cornéen après LASIK myopique entraînant un amincissement cornéen total après amincissement stromal en partie compensé par un épaississement épithélial réactionnel.

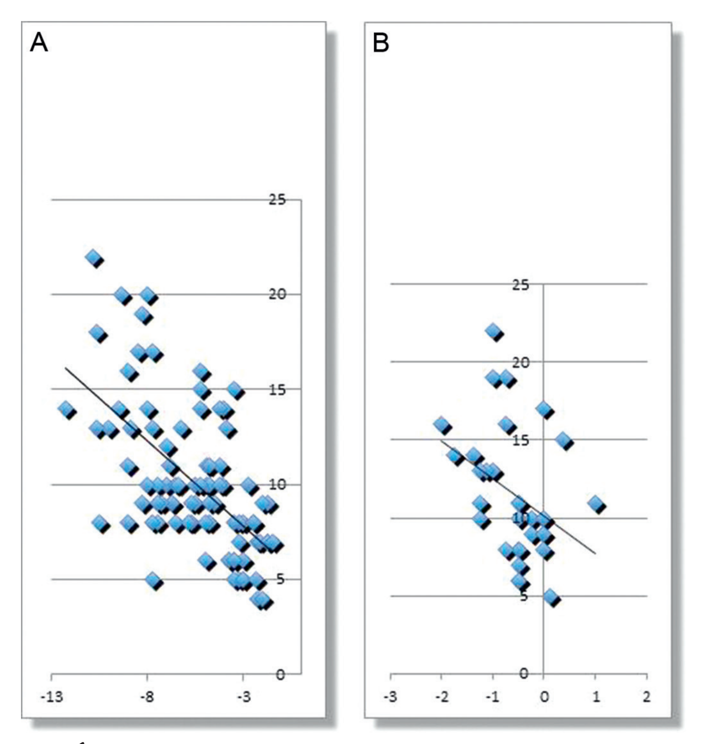


Figure 9.11. Évolution de l'épaisseur épithéliale en fonction de la régression de l'effet correcteur du LASIK.
A. Traitement laser vs Δ d'épaisseur épithéliale postopératoire. B. Évolution réfractive vs Δ d'épaisseur épithéliale (MAX-MIN) = régression). En cas de régression, le Δ d'épaisseur épithéliale au centre vs en périphérie augmente en fonction de l'importance de la régression.

SOS syndrome

Pour donner un exemple de modifications épithéliales post-LASIK, la figure 9.12 est très démonstrative car elle résume l'évolution d'un SOS syndrome survenu après LASIK myopique. La zone d'inflammation centrale conduit à une nécrose du stroma qui, elle-même, est responsable d'un aplatissement central qui doit théoriquement conduire à une hypermétropie considérable (figure 9.12). En réalité, dans le cas présenté, il y a une prolifération épithéliale apicale qui va rétablir une courbure cornéenne centrale à peu près normale et éviter l'évolution vers l'hypermétropisation. Avec le temps, les cicatrices stromales vont pratiquement disparaître et l'acuité visuelle remonter.

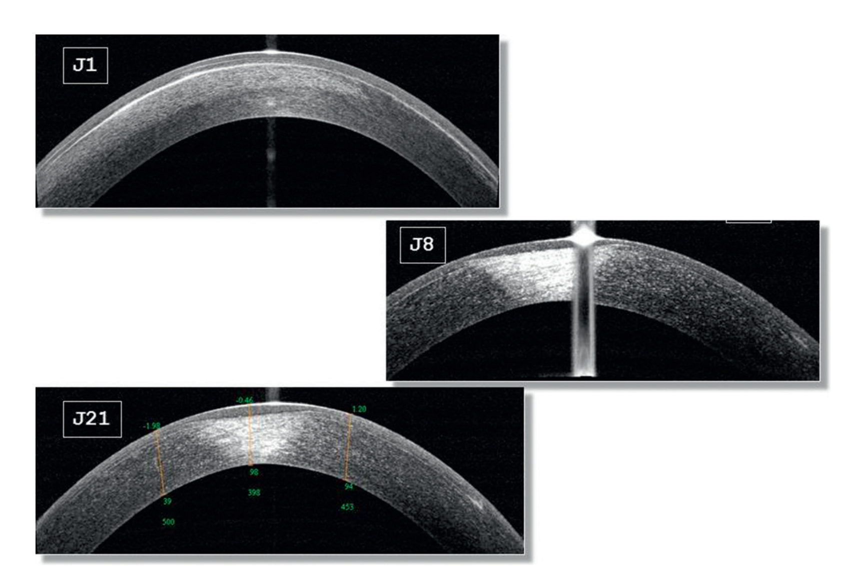


Figure 9.12. Surveillance évolutive d'un SOS syndrome après traitement anti-inflammatoire et compensation épithéliale localisée.
Dans ce cas, l'hyperplasie épithéliale a compensé l'aplatissement central et réduit l'hypermétropie secondaire au SOS.

Dystrophies cornéennes

Certaines opacifications cornéennes par atteinte dystrophique peuvent bénéficier d'un traitement par photokératectomie thérapeutique au laser Excimer. Par exemple, en cas de dystrophie de Cogan traitée, l'OCT permet de comparer l'état cornéen avant et après photoablation thérapeutique (figure 9.13). Dans ce cas, il est possible de calculer la profondeur de l'ablation qui sera appliquée en transépithélial pour éviter de suivre les défauts de la courbure antérieure. La cornée est lissée et les propriétés optiques sont restaurées. Sur la figure 9.14, une dystrophie de Grenouw avec ces opacités profondes (figure 9.14A) orientera plutôt vers une greffe lamellaire prédescemétique qu'à une photoablation de surface, en général limitée à 200 µm et souvent insuffisante. Cet aspect est très différent d'une invasion épithéliale après LASIK (figure 9.14B). Il faut noter la réaction inflammatoire provoquée par cet îlot épithélial et l'amincissement du volet cornéen en regard de cette lésion.

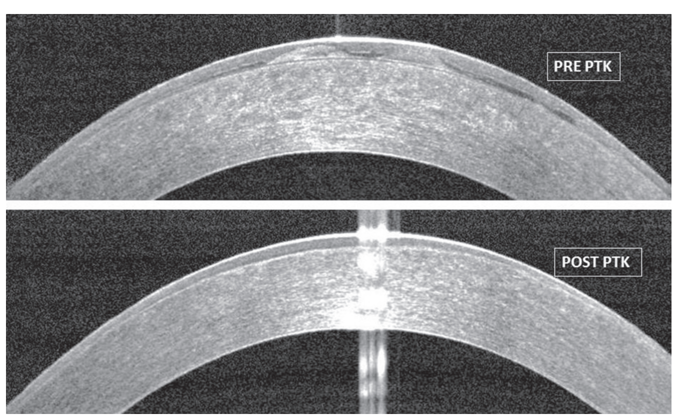


Figure 9.13. Comparaison d'une cornée présentant des opacités superficielles dans le cas d'une dystrophie de Cogan avec traitement par photokératectomie thérapeutique (PTK).

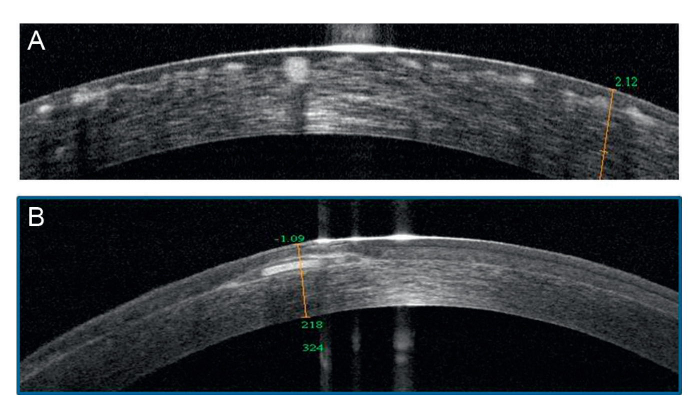


Figure 9.14. Aspect d'opacités cornéennes profondes en cas de dystrophie de Groenow (A) comparée à une opacité localisée dans la découpe d'un LASIK avec invasion épithéliale récidivante (B).

Pathologies descemétiques

La figure 9.15 illustre l'évolution des greffes descemétiques. Au début, le prélèvement du greffon était mécanique avec le microkératome, les greffons

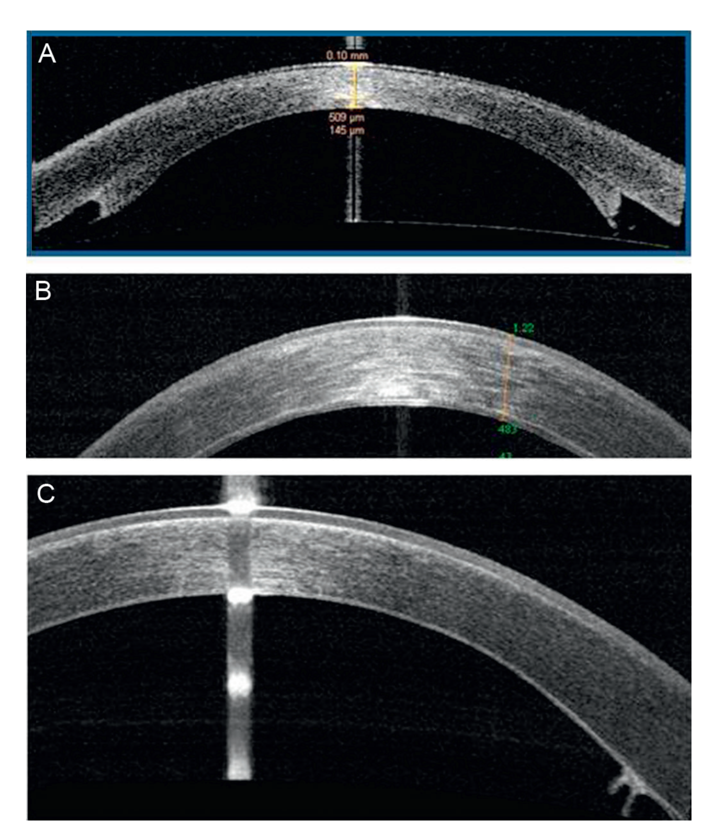


Figure 9.15. Différents aspects en OCT de greffes endothéliales, suivi postopératoire. A. Aspect précoce d'un greffon prélevé au microkératome (145 µm). B. DSEK ultrafin (43 µm), prélèvement au Femtoseconde. C. DMEK : greffe pure de Descemet et d'endothélium.

étaient épais avec un aspect ménisqué (figure 9.15A) (épaisseur centrale 145 µm). Pour améliorer le résultat et affiner le greffon, le prélèvement descemétique manuel est possible mais très délicat (figure 9.15C). Il permet un aspect anatomique parfait en postopératoire avec une récupération de meilleure qualité [9]. Le laser Femtoseconde permet d'obtenir plus facilement des greffons ultrafins (figure 9.15B) (épaisseur 43 µm). Il donne des résultats intermédiaires entre le DSEK (*Descemet Stripping Endothelial Keratoplasty*) mécanique et le DMEK (*Descemet Membrane Endothelial Keratoplasty*) manuel.

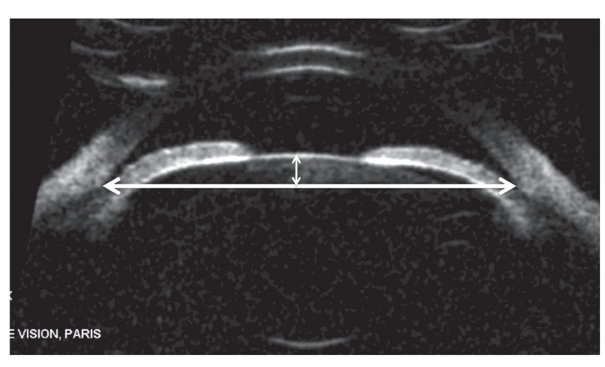


Figure 9.16. Image en coupe par UBM de tout le segment antérieur avec possibilité de mesure de la flèche cristallinienne qui correspond au débordement de l'apex cristallinien par rapport à la droite tracée d'angle à angle.

Apport de l'UBM

L'"apport de l'imagerie par ultrasons à très haute fréquence bénéficie de l'avantage de l'exploration par échographie qui permet d'observer les différentes parties du globe oculaire en cas de tissus opaques. Cet avantage est limité pour la chambre antérieure souvent facilement accessible par les appareils OCT. En revanche, la visualisation de la chambre postérieure et du corps ciliaire représente une très bonne indication d'exploration par UBM.

L'utilisation d'un appareil de très haute résolution appelé Artémis a permis de décrire les éléments de surveillance des procèdures de LASIK avec la notion de respect d'un mur postérieur assez épais pour limiter le risque de destabilisation de la biomécanique de la cornée et de sa conséquence sous forme d'ectasie cornéenne. Les principaux travaux ont été réalisés par Dan Reinstein, Ron Silverman et Jackson Coleman. La faible distribution de cet appareil et l'avènement des OCT de très haute résolution ont limité l'usage des ultrasons pour l'imagerie de la cornée.

L'exploration du segment antérieur en UBM permet, comme en OCT, de mesurer les distances d'angle à angle avec mesure de la flèche cristallinienne (figure 9.16) et de sulcus à sulcus.

La visualisation des implants phakes de chambre postérieure permet d'en apprécier les relations anatomiques (figure 9.17) et les mécanismes de décentrement lorsque cela se produit.

Conclusion

Ce tour d'horizon des possibilités des OCT de segment antérieur et des appareils UBM souligne tout l'intérêt de l'imagerie du segment antérieur qui est devenue indispensable pour les centres de chirurgie du segment antérieur et de la cornée.



Figure 9.17. Analyse par UBM de la position d'un pied d'implant phake situé dans la chambre postérieure avec un contact modéré vis-à-vis du corps ciliaire sans signe de surdimensionnement de l'implant.

Les analyses des anomalies de courbure ou de transparence de la cornée viennent compléter l'examen à la lampe à fente avec la possibilité d'obtenir des cartographies pachymétriques parfois très utiles pour le suivi des patients.
L'analyse par OCT des procédures chirurgicales cornéennes permet un abord objectif des réactions cornéennes. L'analyse du segment antérieur peut se faire avec les OCT de large champ, spécialement destinés au segment antérieur, mais les appareils UBM gardent un avantage pour l'exploration de la chambre postérieure, des procès ciliaires et des implants phakes de chambre postérieure.
L'OCT est maintenant intégré dans les Femto phako lasers pour le traitement de la cataracte venant ainsi compléter la présence des appareils d'imagerie dans le diagnostic, le traitement et le suivi postopératoire des pathologies du segment antérieur.

Références

[1] Zhou SY, Wang CX, Cai XY, Huang D, Liu YZ. Optical coherence tomography and ultrasound biomicroscopy imaging of opaque corneas. Cornea 2013 ; 32 : e25–30.
[2] Nakakura S, Mori E, Nagatomi N, Tabuchi H, Kiuchi Y. Comparison of anterior chamber depth measurements by 3-dimensional optical coherence tomography, partial coherence interferometry biometry, Scheimpflug rotating camera imaging, and ultrasound biomicroscopy. J Cataract Refract Surg 2012 ; 38 : 1207–13.
[3] Dada T, Sihota R, Gadia R, Aggarwal A, Mandal S, Gupta V. Comparison of anterior segment optical coherence tomography and ultrasound biomicroscopy forassessment of the anterior segment. J Cataract Refract Surg 2007 ; 33 : 837–40.
[4] Dutta D, Rao HL, Addepalli UK, Vaddavalli PK. Corneal thickness in keratoconus : comparing optical, ultrasound, and optical coherence tomography pachymetry. Ophthalmology 2013 ; 120 : 457–63.
[5] Baikoff G, Lutun E, Wei J, Ferraz C. An in vivo OCT study of human natural accommodation in a 19-year-old albino. J Fr Ophtalmol 2005 ; 28 : 514–9.

[6] Konstantopoulos A, Hossain P, Anderson DF. Recent advances in ophthalmic anterior segment imaging : a new era for ophthalmic diagnosis ? Br J Ophthalmol 2007 ; 91 : 551–7.
[7] Hashemi H, Yazdani-Abyaneh A, Beheshtnejad A, Jabbarvand M, Kheirkhah A, Ghaffary SR. Efficacy of intacs intrastromal corneal ring segment relative to depth of insertion evaluated with anterior segment optical coherence tomography. Middle East Afr J Ophthalmol 2013 ; 20 : 234–8.
[8] Reinstein DZ, Archer TJ, Gobbe M. Accuracy and reproducibility of cap thickness in small incision lenticule extraction. J Refract Surg 2013 ; 29 : 810–5.
[9] Di Pascuale MA, Prasher P, Schlecte C, Arey M, Bowman RW, Cavanagh HD, et al. Corneal deturgescence after Descemet stripping automated endothelial keratoplasty evaluated by Visante anterior segment optical coherence tomography. Am J Ophthalmol 2009 ; 148 : 32–7.
[10] Pitault G, Leboeuf C, Leroux Les Jardins S, Auclin F, Chong-Sit D, Baudouin C. Ultrasound biomicroscopy of posterior chamber phakic intraocular lenses : a comparative study between ICL and PRL models. J Fr Ophtalmol 2005 ; 28 : 914–23.

CHAPITRE

10

Imagerie du cristallin

M. Puech, A. El Maftouhi, M. Sellam

Points forts

- L'imagerie du cristallin bénéficie de l'augmentation de résolution des appareils OCT qui peuvent être focalisés sur le segment antérieur avec approche et quantification de la perte de transparence du cristallin sur l'axe visuel.
- Les appareils UBM permettent une très bonne visualisation de la périphérie du cristallin et des pieds des implants sans limite de pénétration en arrière de l'iris.
- L'analyse des problèmes de positionnement des implants permet à l'imagerie de compléter le bilan réalisé avec la lampe à fente.

Limites

- L'exploration par OCT et Scheimpflug caméra de la chambre postérieure est limitée à la partie accessible par la lumière au niveau de l'aire pupillaire.
- La pratique de l'UBM pour l'analyse de la position des implants reste un examen trop peu disponible mais l'évolution des appareils modernes avec leur plus grande facilité de mise en œuvre et leur plus grande distribution contribuent au développement de cette méthode irremplaçable.

Introduction

L'évolution de l'imagerie en général, et du segment antérieur en particulier, a permis d'améliorer nettement l'observation du cristallin en complément de l'examen à la lampe à fente.

L'appréciation de la perte de transparence du cristallin et de son retentissement sur la fonction visuelle représente un élément important du suivi des patients atteints de cataracte.

L'imagerie des implants intraoculaires permet aussi une importante avancée en cas de réponse inattendue de la chirurgie de la cataracte ou de chirurgie réfractive avec implant phake.

Différentes technologies d'exploration du cristallin

Le cristallin est observé en pratique courante par l'examen à la lampe à fente avec possibilité d'adapter des systèmes photographiques numériques donnant des clichés en coupe du cristallin (figure 10.1).

L'évolution des appareils d'imagerie et leur déploiement en consultation apportent de nouvelles façons d'accéder au cristallin en pratique courante.

L'imagerie du cristallin peut se faire soit par des appareils optiques avec deux technologies différentes (Scheimpflug caméra et OCT), soit avec les appareils échographiques de type UBM.

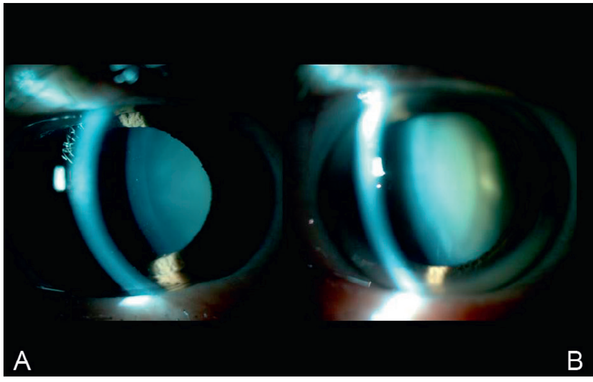


Figure 10.1. Examen à la lampe à fente d'un cristallin clair à gauche (A) et d'une cataracte cortico-nucléaire à droite (B).
(Courtoisie du Dr B. Sonigo.)

Appareils avec Scheimpflug caméra

Les appareils basés sur le principe de la Scheimpflug caméra, comme le Pentacam™ (Oculus) ou le Galillei™ (Ziemer), utilisent un balayage en fente lumineuse rotative donnant des relevés de topographie cornéenne avec cartographie d'élévation, mais offrent aussi une image du segment antérieur en coupe [1, 2]. Les images du segment antérieur incluent le cristallin avec une fonction spécifique à ces appareils, qui consiste en une mesure densitométrique du cristallin (figure 10.2). Cette valeur permet ainsi une quantification de l'opacification cristallinienne avec un pourcentage d'augmentation de densité du cristallin et un élément de suivi évolutif [3].

Appareils OCT

Comme pour l'imagerie du segment antérieur, il est possible d'utiliser, pour le cristallin, soit des appareils OCT spécifiques de segment antérieur, soit des appareils de segment postérieur focalisés sur le segment antérieur.

Les appareils spécifiques de segment antérieur comme Visante-OCT™ (Zeiss) ou Casia™ (Tomey) donnent des coupes larges (11à 13 mm) avec une profondeur de champ de 6 mm, permettant d'observer tout le segment antérieur avec la partie antérieure du cristallin mais pas d'atteindre sa face postérieure sur la même coupe

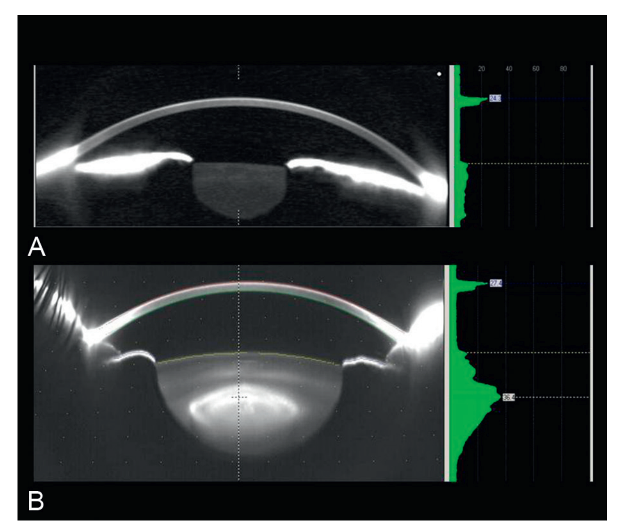


Figure 10.2. Imagerie Schleimflug par Pentacam™ (Oculus).
Ces systèmes proposent une mesure de densitométrie des tissus traversés représentée par un diagramme vert : dans ce cas de cristallin transparent, la densitométrie du cristallin est légèrement supérieure à celle de la chambre antérieure (A).
Dans le cas d'un cristallin opaque (B), le diagramme est nettement plus élevé et irrégulier.

[4, 5]. Cependant, en décalant la focalisation sur le cristallin, toute l'épaisseur du cristallin peut être observée sur une coupe unique.

Les appareils de segment postérieur focalisés sur le segment antérieur offrent une imagerie de très haute résolution, applicable au cristallin, en focalisant l'appareil sur la zone d'intérêt [6, 7]. Cette haute résolution est obtenue sur des coupes de plus en plus larges mais de faible profondeur de champ (2 mm en moyenne) : il est ainsi possible d'observer la partie antérieure du cristallin et sa partie postérieure mais avec des coupes différentes (figure 10.3).

Une particularité des appareils OCT est de mal traverser l'épithélium de l'iris limitant souvent l'observation du cristallin à la portion située en face de l'aire pupillaire sans accès à la périphérie du cristallin et sans accès à la zonule.

Échographie de haute fréquence ou UBM (*ultrasound biomicroscopy*)

Elle utilise des sondes de fréquence comprise entre 35 et 50 Mhz pour l'observation du segment antérieur [8]. La largeur de coupe et la profondeur de champ de ces appareils permettent une imagerie entière du cristallin sans limitation par la traversée de l'iris ou par la perte de transparence du cristallin lui même. Il est possible d'imager la zonule et de suivre ses fibres jusqu'en périphérie rétinienne (figure 10.4).

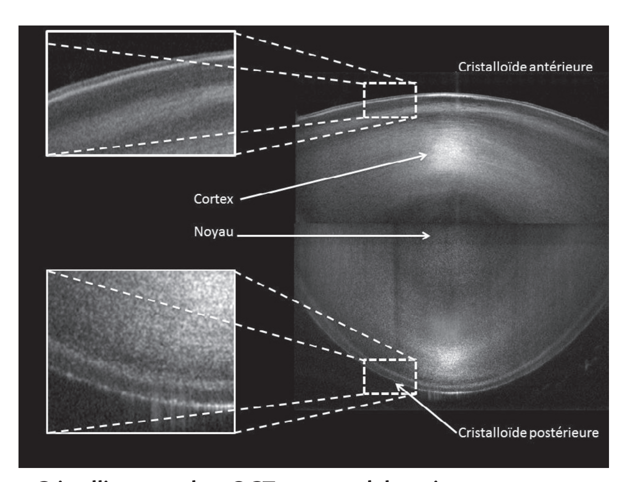


Figure 10.3. Cristallin normal en OCT « spectral domain ».
Photomontage de deux coupes OCT réunissant la partie antérieure et postérieure du cristallin. La résolution importante des OCT permet d'identifier l'aspect de la cristalloïde antérieure qui est plus épaisse que la cristalloïde postérieure conformément à l'histologie.

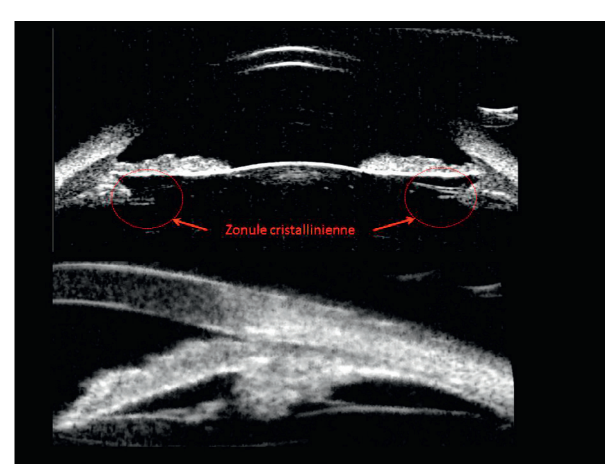


Figure 10.4. Fibres zonulaires visibles en UBM.
A. En coupe de segment antérieur. B. En coupe méridiennne, avec bonne visualisation des fibres antérieures et des fibres postérieures qui viennent s'insérer en périphérie rétinienne.

L'absence de limitation des appareils UBM en fait l'appareil de choix pour le suivi par imagerie des implants de chambre postérieure.

L'importante évolution des techniques d'imagerie permet de compléter l'examen habituel du cristallin à la lampe à fente et de dépasser les limites d'accessibilité vers l'équateur du cristallin et la zonule par les appareils UBM. Cette évolution de l'imagerie voit aussi son champ d'application s'étendre au bloc opératoire où les microscopes chirurgicaux peuvent accueillir des modules Scheimpflug caméra ou OCT pour le contrôle du cristallin en cours de chirurgie Femto-cataracte.

Imagerie du cristallin

L'évaluation clinique du cristallin se fait principalement par l'appréciation de sa transparence mais aussi parfois par analyse de sa position en cas, par exemple, de subluxation congénitale ou post-traumatique.

Exploration de la position du cristallin

L'analyse de la position de la cristalloïde antérieure et postérieure par rapport à l'axe visuel et à l'apex cornéen donne une information importante sur la position normale du cristallin.
En cas de subluxation, son degré peut être apprécié par la perte d'alignement des deux capsules par rapport à l'axe du segment antérieur (figure 10.5). Pour

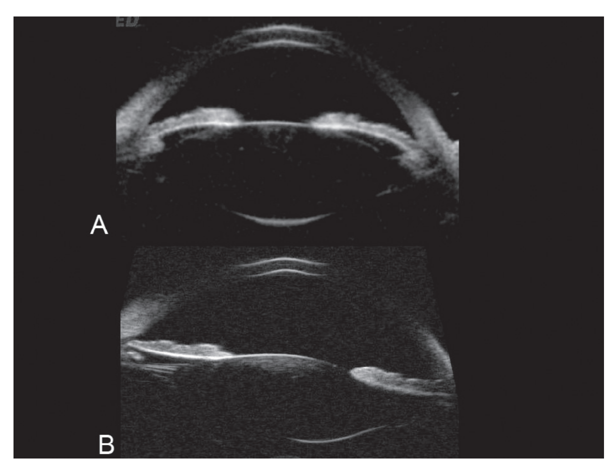


Figure 10.5. Coupe de segment antérieur.
A. Coupe de segment antérieur avec un cristallin centré par rapport au segment antérieur et à l'axe visuel : l'alignement de la cristalloïde postérieure se fait avec la pupille. B. La coupe de segment antérieur ne permet pas d'aligner la cristalloïde postérieure témoignant d'une subluxation du cristallin : à noter une distension de la zonule qui est plus visible qu'une zonule normale.

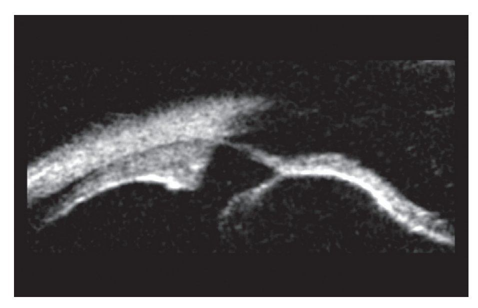


Figure 10.6. Désinsertion zonulaire avec subluxation du cristallin dont l'équateur présente un contour anormal.
Aucune fibre zonulaire n'est visible entre le cristallin et les procès ciliaires ou la périphérie rétinienne.

cette indication, l'examen par UBM permet l'analyse de la position du cristallin mais aussi la surveillance de la zonule avec recherche de zones de désinsertion (figure 10.6).

Dans les cas de luxation postérieure dans le segment postérieur, l'échographie retrouve la lentille cristallinienne souvent mobile dans le vitré et venant au contact du pôle postérieur en position allongée.

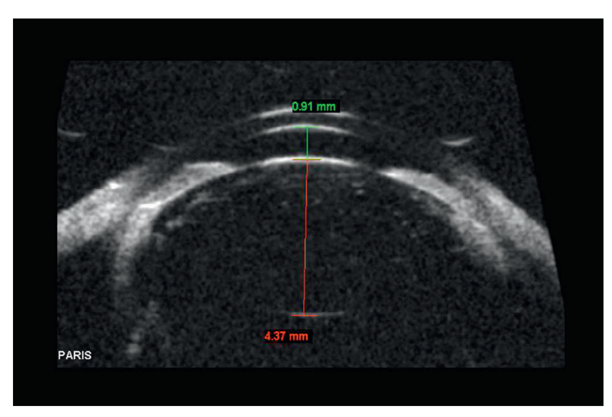


Figure 10.7. Important déplacement d'un gros cristallin qui entraîne un aspect de fermeture de l'angle et une nette réduction de la profondeur de la chambre antérieure au centre réalisant un tableau de glaucome malin.

Parfois, le cristallin est déplacé vers l'avant, comme en cas de glaucome malin, entraînant une importante réduction de la profondeur de chambre antérieure (figure 10.7).

Exploration de la perte de transparence du cristallin

En se basant sur l'examen du cristallin à la lampe à fente, quelques publications proposent des échelles de quantification de l'opacification du cristallin comme le système de classification international LOCS III (Lens Opacities Classification System) [9]. Les appareils d'imagerie du cristallin permettent de réaliser une analyse comparable.

La tomographie à cohérence optique avec la technologie spectrale permet de visualiser les différentes opacités reconnues par les classifications internationales. La dissociation des fibres cristalliniennes est bien visible même à un stade extrêmement débutant. L'imagerie par OCT distingue le degré d'opacité du cristallin en fonction de sa réflectivité avec un aspect plutôt hyporéflectif lors d'opalescence diffuse et un aspect plus hyper-réflectif lors d'opacités plus denses (figure 10.8) [10].

Les procédés Schleimpflug donnent des coupes avec visualisation des opacités d'aspect hyper-réflectif avec leurs répartitions mais aussi avec leur densitométrie (figure 10.2B).

Au stade de cataracte blanche, on observe en OCT une hyper-réflectivité quasi complète du cristallin avec quelques lacunes hyporéflectives en rapport avec la séparation des lamelles corticales (figure 10.9A). L'échographie de très haute fréquence met en évidence les opacités denses intracristalliniennes par une hyperéchogénicité de répartition et d'importance variable (figure 10.9B).

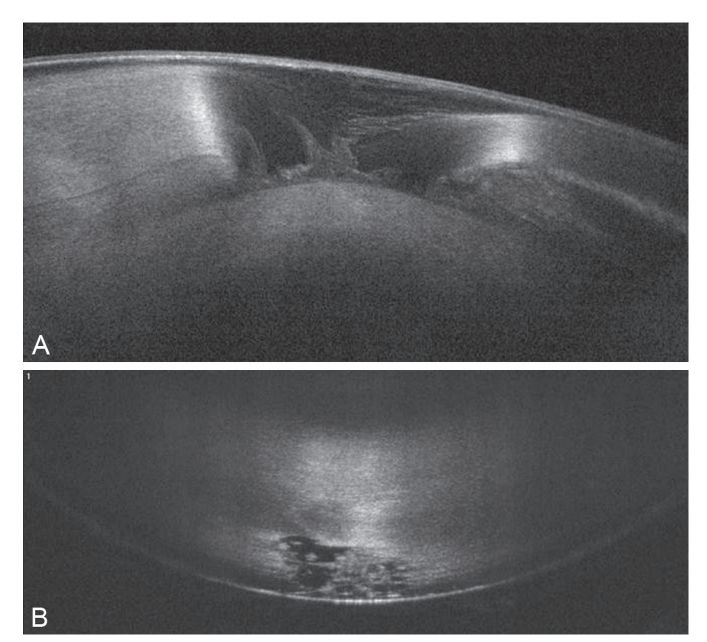


Figure 10.8. Montage de deux coupes en OCT spectral.
A. En haut, la partie antérieure du cristallin présente un début de dissociation des fibres du cortex au centre avec apparition de zones hyporéflectives et hyper-réflectives. La partie antérieure du noyau apparaît aussi légèrement réflective. B. En bas, opacité cristallinienne dite en cupule postérieure d'aspect hyporéflectif avec quelques ponctuations hyper-réflectives témoignant d'une opacification plus marquée.

Les cataractes post-traumatiques prennent souvent l'aspect d'une importante hyperéchogénicité du cristallin avec possibilité de suivre, notamment en UBM, la régularité de la cristalloïde postérieure. En effet, cet élément sera déterminant pour décider de la possibilité d'une implantation dans le sac cristallinien.
Une des évolutions des cataractes traumatiques anciennes se fait vers un aspect de cataracte régressive donnant un aspect de sac cristallinien de contour irrégulier et réduit en volume (figure 10.10).

Imagerie des implants cristalliniens

L'utilisation d'implants artificiels se fait majoritairement dans le cadre de la chirurgie de la cataracte avec mise en place d'implants de chambre postérieure.

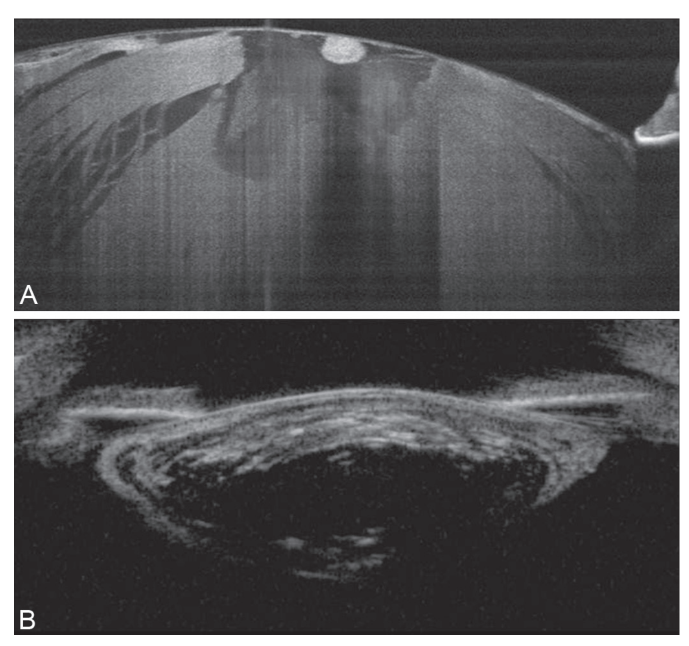


Figure 10.9. Cataracte blanche totale.
A. En haut en spectral OCT, avec une nette hyper-réflectivité du cristallin au centre en sous-capsulaire antérieur associée à une lacune moyennement réflective et un aspect de dissociation des fibres cristalliniennes corticales. B. En bas, coupe en UBM d'une cataracte blanche totale avec importante hyperéchogénicité intracristallinienne et aspect de dissociation des fibres du cortex. Le noyau reste peu réflectif.

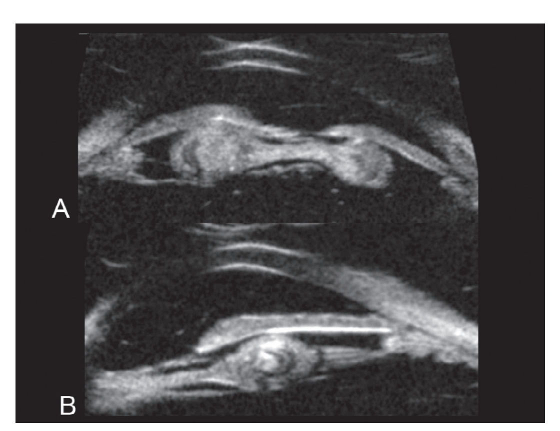


Figure 10.10. Coupe en UBM d'une cataracte régressive post-traumatique avec plaie de la cristalloïde postérieure et perte du noyau cristallinien.
Il persiste une densification du cortex cristallinien avec rupture des fibres zonulaires sur le cliché du haut (A) et distension des fibres zonulaires sur quelques méridiens (B).

Le positionnement des implants derrière l'iris limite leur surveillance par les moyens optiques et nécessite le recours aux appareils d'échographie par UBM pour observer, par exemple, la position des pieds de l'implant.
La très haute résolution des appareils OCT peut être utile pour le contrôle des implants de chambre postérieure pour leur partie accessible au niveau de l'aire pupillaire.
L'imagerie des implants cristalliniens peut compléter le bilan par mise en évidence soit d'une perturbation de la transparence de la capsule cristallinienne ou du matériau de l'implant, soit par mise en évidence d'une mauvaise position de l'implant.

Défauts de transparence

Défauts de transparence des implants

La qualité de l'optique de l'implant peut être observée, à très haute résolution, au niveau de l'aire pupillaire par les appareils OCT ou par UBM :

- par exemple, les phénomènes d'altération interne du matériau de l'implant par vieillissement prématuré (Glistenning) peuvent bénéficier des coupes en OCT sur l'axe visuel (figure 10.11) ;

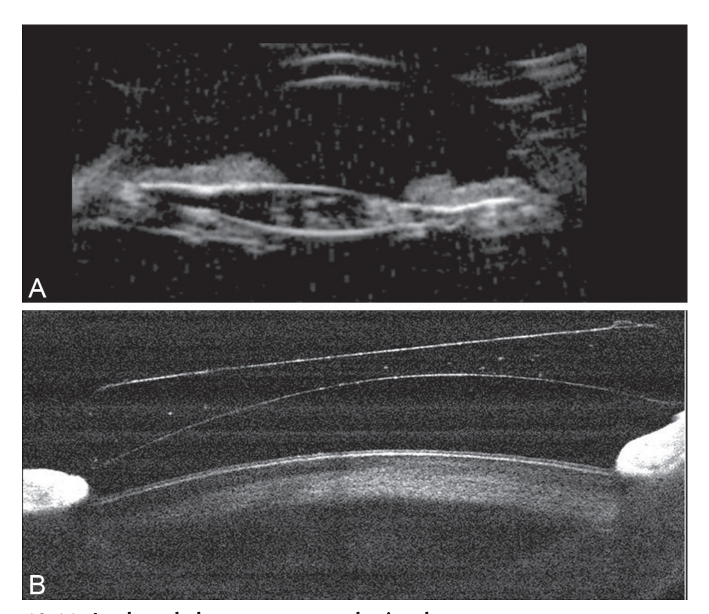


Figure 10.11. Analyse de la transparence des implants.
A. En haut, aspect en UBM de ponctuations échogènes dans les matériaux de l'implant témoignant d'un phénomène de Glistenning. B. En bas, présence de quelques ponctuations hyper-réflectives en OCT au sein du matériau de l'implant.

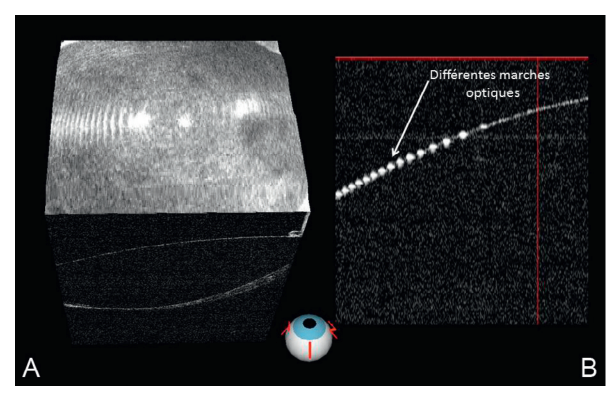


Figure 10.12. Aspect en OCT spectral d'un implant multifocal avec sa structure en anneaux concentriques.
Mise en évidence par une image en OCT « en face » à gauche (A) et en coupe passant par la surface de l'implant à droite (B).

- parfois, une altération de l'optique de l'implant peut être mise en évidence sous forme d'une rayure ou d'un défect d'une des faces de l'implant par agression de la pince à implant ;
- il existe aussi des particularités des optiques des implants qui sont volontairement recherchées pour obtenir un effet multifocal avec souvent une structure concentrique pour augmenter la profondeur de champ. L'imagerie de haute résolution par OCT avec des images « en face » permet de visualiser la structure concentrique de l'implant (figure 10.12).

Défauts de transparence du sac cristallinien

La chirurgie de cataracte avec mise en place d'un implant dans le sac cristallinien s'accompagne souvent d'une perte de transparence de la capsule postérieure. Cette cataracte, dite secondaire, peut prendre différentes formes et nécessiter une ouverture au laser YAG. Il peut s'agir d'un simple début d'opacification avec parfois quelques plis sur l'axe visuel (figure 10.13A), puis la capsule se densifie et peut devenir très épaisse (figure 10.13B) avec parfois accumulation de sérosités qui se disperseront lors du traitement par laser.

Défauts de position de l'implant

Les défauts de positionnement des implants peuvent être plus ou moins pénalisants pour l'acuité visuelle : il est possible d'identifier une simple mauvaise position par rapport à la position souhaitée, une inversion du sens de l'implant, une subluxation de l'implant pouvant parfois évoluer vers une luxation complète de l'implant dans la cavité vitréenne [11].

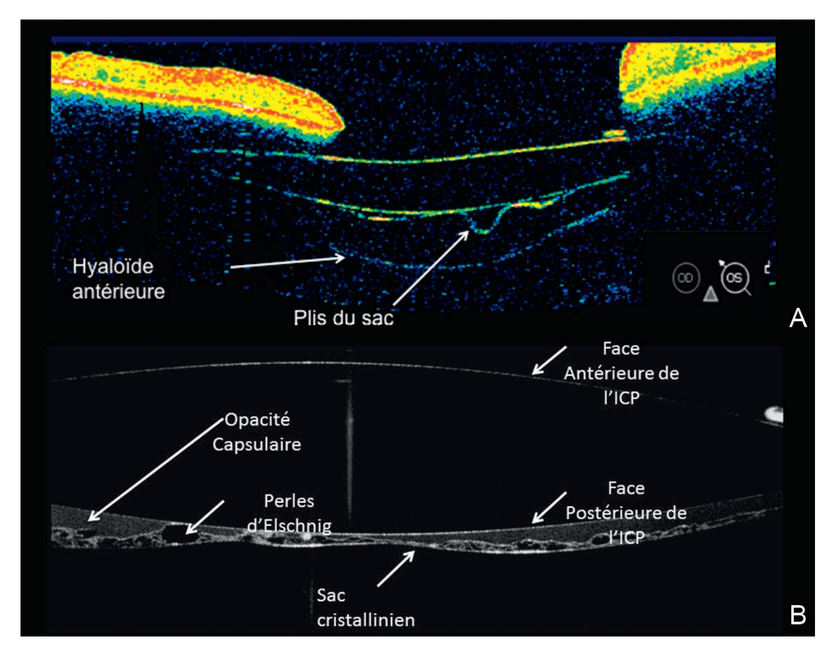


Figure 10.13. Aspect en OCT spectral d'une fibrose capsulaire.
A. En haut, légère fibrose capsulaire avec plissement de la capsule postérieure en OCT-Visante™ (Zeiss) avec visualisation de la hyaloïde antérieure. B. En bas, opacités capsulaires postérieures avec perles d'Elschnig observées en OCT spectral.

Les rapports anatomiques entre les structures irido-cilaires et les haptiques de l'implant sont particulièrement bien analysés par les coupes en échographie UBM.

Il est possible d'identifier une position de l'haptique de l'implant dans le sulcus ciliaire pour un implant prévu dans le sac cristallinien (figure 10.14A) [12, 13]. Parfois, la persistance de masses cristalliniennes au niveau de l'équateur cristallinien peut perturber la position du pied de l'implant.

Une subluxation de l'implant peut être visualisée avec un pied de l'implant dans le sac cristallinien et l'autre pied de l'implant positionné dans le vitré antérieur (figure 10.14B).

En cas de luxation postérieure de l'implant, il est possible d'observer soit le maintien d'un pied dans le sac, avec l'optique qui fait un mouvement pendulaire dans le vitré antérieur, soit une luxation complète de l'implant qui se déplace dans la cavité vitréenne (figure 10.15) avec le risque de contact répété avec la rétine.

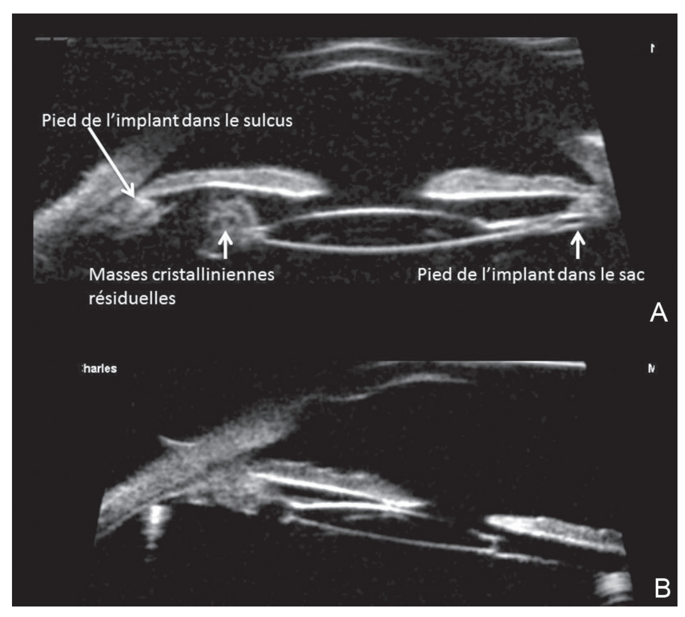


Figure 10.14. Coupes en UBM.
A. En haut, mise en évidence par UBM d'un léger décalage de l'implant par positionnement d'un pied dans le sulcus ciliaire (à gauche) et d'un pied dans le sac (à droite). À noter la persistance que quelques masses cristalliniennes en arrière de l'iris ayant pu perturber le positionnement du pied dans le sac. B. En bas, UBM d'une subluxation d'un ICP avec le pied à droite qui reste dans le sac cristallinien et le pied à gauche qui est positionné dans le vitré antérieur, en arrière du corps ciliaire, au niveau de la pars plana.

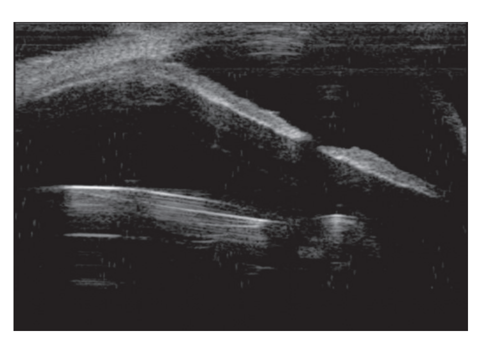


Figure 10.15. Aspect en UBM d'une luxation d'un ICP dans le vitré antérieur.
Les deux pieds de l'implant sont libres entraînant une mobilisation importante de l'implant avec les mouvements du globe.

Implants phakes

La chirurgie réfractive utilise des implants, en complément du cristallin naturel, pour compenser une forte amétropie difficilement accessible par les techniques laser.

Ces implants, appelés implants phakes, peuvent être positionnés soit en avant de l'iris, soit fixés à l'iris, soit positionnés en chambre postérieure [14, 15]. L'imagerie par OCT pour les implants de chambre antérieure et l'imagerie par UBM pour les implants de chambre postérieure permettent d'analyser les rapports anatomiques de ces dispositifs, avec parfois des conséquences visuelles ou des complications locales [16, 17].

L'imagerie des implants de chambre antérieure est parfois superflue par rapport à l'examen à la lampe à fente ; cependant, les images en coupe par OCT de haute résolution ou UBM apportent une analyse précise de la position de l'optique d'un implant phake de chambre antérieure et permettent d'en mesurer les distances de sécurité représentant un apport certain dans le suivi de ces patients (figure 10.16). Les optiques trop proches de la cornée peuvent entraîner des réductions de la densité des cellules endothéliales. Les pieds d'appui dans l'angle peuvent entraîner une nécrose de la racine de l'iris et une ovalisation pupillaire.

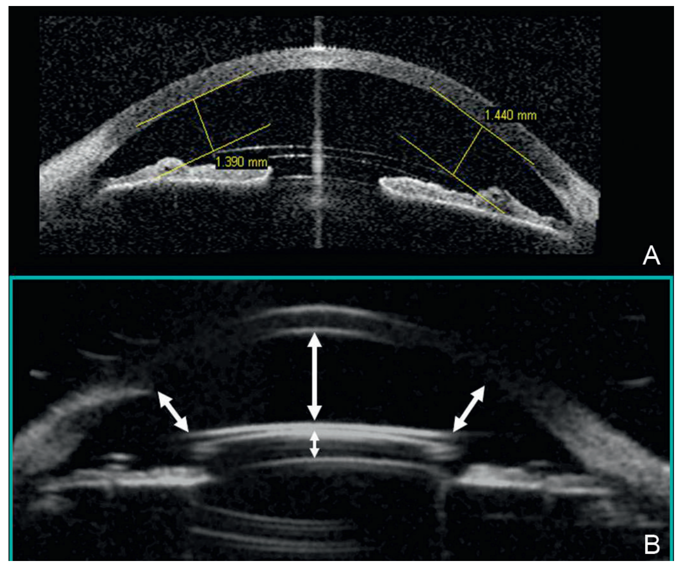


Figure 10.16. Distances de sécurités.
La distance entre le bord de l'optique de l'implant et la face postérieure de la cornée doit être supérieure à 1,5 mm pour limiter le risque d'atteinte endothéliale. Ces distances peuvent être mesurées par OCT de segment antérieur (A) ou par UBM (B).

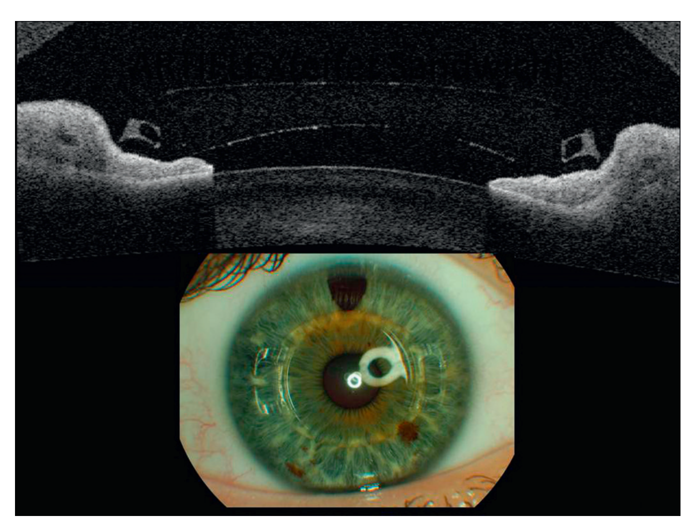


Figure 10.17. Dans certains cas, un implant à fixation irienne peut entraîner une compression de l'iris entre l'implant et la cristalloïde antérieure appelée « effet sandwich ».
A. Sur cette coupe OCT, le bord pupillaire de l'iris présente une atrophie par compression mécanique. B. Le cliché couleur montre l'implantation avec fixation irienne en position horizontale.

Les implants fixés à l'iris peuvent entraîner une complication appelée « effet sandwich » par compression de l'iris entre le pied de l'implant et la cristalloïde antérieure (figure 10.17). Ce risque a été corrélé par Georges Baikoff à une flèche cristallinienne trop importante (supérieure à 600 microns) (figure 10.18) [18, 19].
Ces implants phakes de chambre antérieure ayant généré des effets secondaires connus, la tendance actuelle est de limiter le recours à ce type d'implant, ou bien de prendre des mesures du segment antérieur avant l'implantation pour estimer, avant la chirurgie, les risques potentiels. Plusieurs logiciels permettent une analyse préopératoire du segment antérieur par OCT ou UBM qui permet de superposer le masque de l'implant correspondant à ce patient donné et à son amétropie sur la coupe entière du segment antérieur afin de mieux visualiser les risques de rapports anatomiques dangereux (figure 10.19).
Devant les risques identifiés des implants phakes de chambre antérieure, l'évolution se fait de plus en plus vers des implants phakes de chambre postérieure.

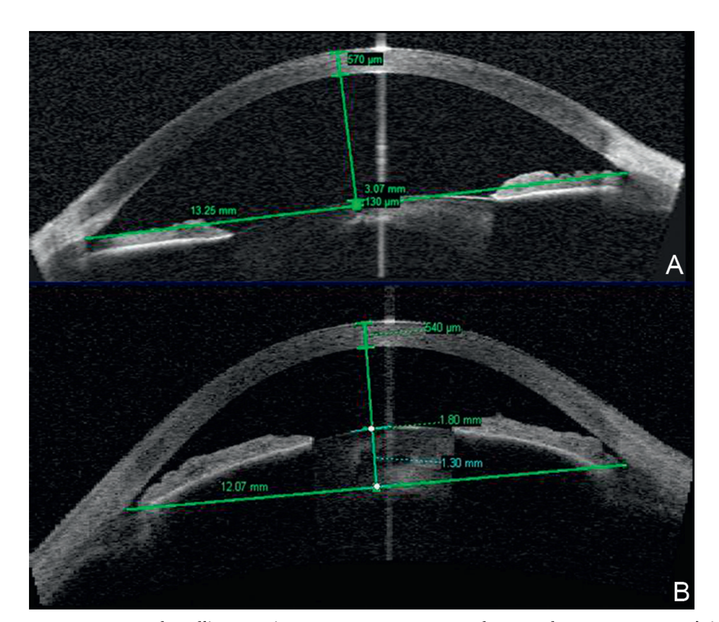


Figure 10.18. Exemples d'imagerie en coupe par OCT de tout le segment antérieur servant de mesure à la flèche cristallinienne : une droite est tracée d'angle à angle pour mesurer la position de l'apex cristallinien par rapport à cette droite.
A. En haut, la flèche cristallinienne est mesurée à 130 microns avec un risque faible d'effet sandwich ou d'ovalisation pupillaire. B. En bas, la flèche cristallinienne de 1 300 microns est incompatible avec une implantation phake de chambre antérieure.

Pour les implants de chambre postérieure, seule l'exploration par UBM permet une visualisation des pieds des implants. Les pieds sont en général situés au niveau du sulcus ciliaire sans contact trop marqué avec le corps ciliaire ou l'iris (figure 10.20).

Parfois, un surdimensionnement de l'implant de chambre postérieure peut entraîner soit une luxation de l'optique de l'implant vers l'avant, soit une incarcération des pieds de l'implant dans le corps ciliaire (figure 10.21).

Il est donc fortement conseillé de mesurer, par UBM, la distance de sulcus à sulcus, en préopératoire, pour dimensionner l'implant de façon plus précise que par la simple mesure de blanc à blanc qui est souvent peu représentative.

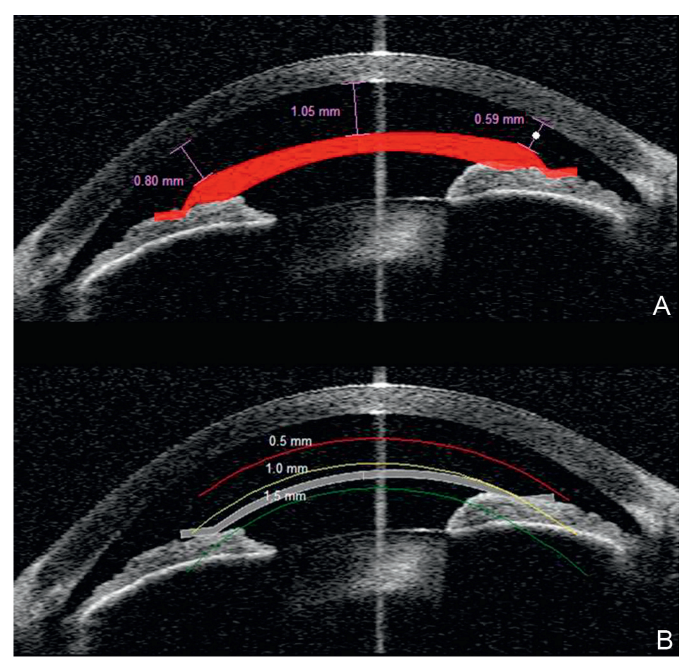


Figure 10.19. Simulation sur un même segment antérieur d'un implant phake à fixation irienne Artiflex™ sur l'image du haut (A) et Artisan™ en bas (B).
L'échelle graduée nous permettant d'évaluer les distances de sécurité nous montre, sur cette simulation, des distances très nettement inférieures au consensus des 1,5 mm entre le bord de l'optique de l'implant à l'endothélium.

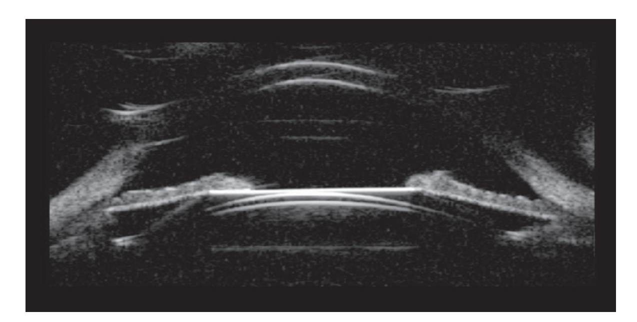


Figure 10.20. Implant phake de chambre postérieure en échographie UBM.
Les haptiques de l'implant sont parfaitement mises en évidence dans la chambre postérieure avec un contact discret avec les procès ciliaires et une optique bien centrée au niveau de la pupille. À noter un léger espace entre la face postérieure de l'implant et la cristalloïde antérieure.

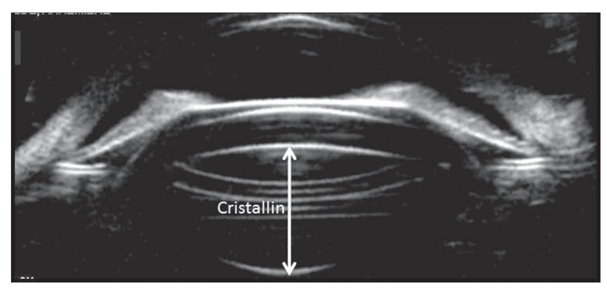


Figure 10.21. Imagerie par UBM d'un implant phake de chambre postérieure surdimensionné avec une position des deux pieds enchassés dans le corps ciliaire, une protrusion de l'optique de l'implant vers l'avant repoussant l'iris et un espace entre la face postérieure de l'implant et la face antérieure du cristallin anormalement élevée.

Conclusion

L'imagerie du segment antérieur se développe sur deux axes très utiles en pratique courante : une meilleure résolution des appareils OCT focalisés sur le segment antérieur et une très bonne pénétration des appareils UBM pour l'analyse de la chambre postérieure. Ces deux techniques permettent d'observer le cristallin naturel et ses complications optiques ou anatomiques. Le recours à une chirurgie avec implant intraoculaire peut aussi avoir recours à l'imagerie pour expliquer une réponse postopératoire inattendue. Cela est utile en cas de chirurgie de la cataracte mais aussi en cas de chirurgie réfractive avec implant phake. Dans ces indications réfractives, il est conseillé d'utiliser l'imagerie en préopératoire pour limiter le risque de complication.

Références

[1] Gilani F, Cortese M, Ambrósio Jr RR, Lopes B, Ramos I, Harvey EM, et al. Comprehensive anterior segment normal values generated by rotating Scheimpflug tomography. J Cataract Refract Surg 2013 ; 39 : 1707–12.

[2] Nemeth G, Hassan Z, Szalai E, Berta A, Modis Jr L. Anterior segment parameters measured with 2 optical devices compared to ultrasonic data. Eur J Ophthalmol 2013 ; 23 : 177–82.

[3] Kirkwood BJ, Hendicott PL, Read SA, Pesudovs K. Repeatability and validity of lens densitometry measured with Scheimpflug imaging. J Cataract Refract Surg 2009 ; 35 : 1210–5.

[4] Baikoff G, Jitsuo Jodai H, Bourgeon G. Measurement of the internal diameter and depth of the anterior chamber : IOLMaster versus anterior chamber optical coherence tomographer. J Cataract Refract Surg 2005 ; 31 : 1722–8.

[5] Baikoff G, Lutun E, Ferraz C, et al. Analysis of the eye's anterior segment with optical coherence tomography. Static and dynamic study. J Fr Ophtalmol 2005 ; 28 : 343–52.

[6] Puech M, El Maftouhi A. OCT3 exploration of anterior segment. J Fr Ophtalmol 2004 ; 27 : 459–66.

[7] Baudouin C, El Maftouhi A, Dupont-Monod S, Hamard P. New diagnosis approaches : iridocorneal angle in optical coherence tomography. J Fr Ophtalmol 2009 ; 32 : 172–5.
[8] Pavlin CJ, Sherar MS, Foster FS. Sub-Surface ultrasound biomicroscopy of the intact eye. Ophthalmology 1990 ; 97 : 244–50.
[9] Gupta M, Ram J, Jain A, Sukhija J, Chaudhary M. Correlation of nuclear density using the Lens Opacity Classification System III versus Scheimpflug imaging with phacoemulsification parameters. J Cataract Refract Surg 2013 ; 39 : 1818–23.
[10] Kymionis GD, Diakonis VF, Liakopoulos DA, Tsoulnaras KI, Klados NE, Pallikaris IG. Anterior segment optical coherence tomography for demonstrating posterior capsular rent in posterior polar cataract. Clin Ophthalmol 2014 ; 8 : 215–7.
[11] Kumar DA, Agarwal A, Packialakshmi S, Agarwal A. In vivo analysis of glued intraocular lens position with ultrasound biomicroscopy. J Cataract Refract Surg 2013 ; 39 : 1017–22.
[12] Engren AL, Behndig A. Anterior chamber depth, intraocular lens position, and refractive outcomes after cataract surgery. J Cataract Refract Surg 2013 ; 39 : 572–7.
[13] LeBoyer RM, Werner L, Snyder ME, Mamalis N, Riemann CD, Augsberger JJ. Acute haptic-induced ciliary sulcus irritation associated with single-piece AcrySof intraocular lenses. J Cataract Refract Surg 2005 ; 31 : 1421–7.
[14] Lovisolo CF, Reinstein DZ. Phakic intraocular lenses. Surv Ophthalmol 2005 ; 50 : 549–87.
[15] De Souza RF, Alleman N, Forseto A, Barros PS, Chamon W, Nosé W. Ultrasound biomicroscopy and scheimpflug photography of angular supported phakic intraocular lens for high myopia. J Cataract Refract Surg 2003 ; 29 : 1159–66.
[16] Baumeister M, Bühren J, Kohnen T. Position of angle-supported, iris fixated, and ciliary sulcus-implanted myopic phakic intraocular lenses evaluated by scheimpflug photography. Am J Ophthalmol 2004 ; 138 : 723–31.
[17] Baikoff G. Anterior segment OCT and phakic intraocular lenses : a perspective. J Cataract Refract Surg 2006 ; 32 : 1827–35.
[18] Baikoff G, Bourgeon G, Jodai HJ. Pigment dispersion and Artisan implants : crystalline lens rise as a safety criterion. J Fr Ophtalmol 2005 ; 28 : 590–7.
[19] Ferreira TB, Portelinha J. Endothelial distance after phakic iris-fixated intraocular lens implantation : a new safety reference. Clin Ophthalmol 2014 ; 8 : 255–61.

CHAPITRE
11

Aberrométrie et chirurgie réfractive

D. Gatinel

Points forts

- L'analyse des aberrations optiques de l'œil permet de mieux apprécier les différentes composantes du système optique oculaire susceptibles d'engendrer une mauvaise qualité de vision avant et après chirurgie réfractive.
- L'analyse des aberrations cornéennes et des aberrations internes permet d'estimer les effets de la chirurgie réfractive principalement dirigée vers un remodelage de la cornée.
- Il est important de séparer les aberrations en aberrations de bas degré, qui peuvent être corrigées par verres de lunettes, des aberrations de haut degré, inaccessibles par une correction par verre de lunette.
- Les traitements de chirurgie réfractive guidés par aberrométrie permettent d'envisager un traitement adapté à la situation optique de chaque œil soit, avant chirurgie réfractive, soit en compensation d'une chirurgie réfractive n'ayant pas apporté un confort visuel suffisant.

Limites

- L'analyse aberrométrique est dépendante du diamètre pupillaire et de l'appareil utilisé.
- Les procédures de chirurgie réfractives peuvent bénéficier d'une analyse, qui passe par une séparation des aberrations cornéennes et totales, mais avec peu d'appareils disponibles couplant un aberromètre à une analyse topographique cornéenne.
- L'effet de la chirurgie réfractive principalement basée sur un modelage de la cornée ne permet pas toujours de compenser les situations complexes d'aberrations de hauts ordres d'origine interne.

Introduction

L'aberrométrie est une branche des sciences et techniques consacrées à l'étude de la qualité des systèmes optiques (métrologie), dont les applications les plus courantes concernent l'astronomie. En ophtalmologie, l'aberrométrie rassemble les techniques destinées à étudier la qualité optique de l'œil, et/ou la qualité de l'image rétinienne. L'aberrométrie est une technique qui permet d'étudier de manière fine et précise les propriétés optiques de l'œil humain, que la chirurgie réfractive vise à corriger ou améliorer. L'aberrométrie constitue ainsi un versant diagnostique idéal en chirurgie réfractive en permettant l'étude fine des propriétés optiques des surfaces réfractives oculaires principales : la cornée et le cristallin. Elle repose sur le recueil du front d'onde oculaire au moyen de l'aberromètre, idéalement couplé à l'analyse de la qualité optique de la cornée fournie par un système de topographie cornéenne.

L'utilisation des données recueillies par un aberromètre permet la mise au point de « traitements personnalisés » (photoablation au laser excimer customisé), qui visent non seulement à corriger le défaut optique dit de « bas degré » (accessible à une simple correction par verre de lunettes) mais aussi les aberrations de haut degré », dans le but d'optimiser la qualité de la vision en postopératoire. En dehors d'aspects marketing liés à la vogue du concept de « solution personnalisée », les traitements guidés par le recueil du front d'onde sont surtout indiqués dans certaines circonstances comme la correction des forts astigmatismes, les reprises pour décentrement ou inadéquations entre zone optique fonctionnelle et diamètre pupillaire.

La compréhension des principes fondateurs de l'étude aberrométrique, discipline relativement nouvelle pour le clinicien, fait appel à certaines connaissances du domaine de l'optique physique, et suppose la prise en compte de la nature ondulatoire de la lumière. Hormis un bref rappel des notions les plus élémentaires, ce chapitre délaissera ces aspects fondamentaux, les principes relatifs à l'acquisition des mesures aberrométriques et l'élaboration de traitements photoablatifs personnalisés au profit des applications diagnostiques de l'aberrométrie en chirurgie réfractive, qui lui confèrent en réalité son intérêt majeur pour la pratique clinique.

Principes généraux en aberrométrie

Le recueil et l'analyse du front d'ondes (aberrométrie) offrent à l'étude de la réfraction oculaire un progrès équivalent à celui que la topographie cornéenne a permis vis-à-vis de la simple kératométrie pour l'analyse de la puissance optique cornéenne. Le front d'onde oculaire est une construction abstraite, tout comme la notion de « rayon lumineux » à laquelle elle peut être reliée : le front d'onde oculaire est une surface théorique qui correspond à une enveloppe de pourtour

circulaire délimitée par le bord pupillaire, et localement perpendiculaire à la direction de propagation des « rayons lumineux » qui traversent la pupille. C'est d'ailleurs par un procédé d'échantillonnage de rayons lumineux traversant la pupille irienne au travers d'une matrice de microlentilles qu'il est possible de « reconstruire » le front d'onde après recueil et analyse de l'image formée par la dispersion des points lumineux formés par les lentilles (aberromètre de type Shack-Hartmann) (figure 11.1).

Cette technique présuppose que le front d'onde calculé concerne la réfraction de la lumière émise par une source éloignée, « à l'infini ». D'autres principes physico-optiques peuvent être utilisés pour la mesure avant reconstruction de l'enveloppe du front d'onde, comme la skiascopie dynamique (aberromète OPDscan, Nidek). Avec les aberromètres courants, le front d'onde ainsi reconstruit résulte de l'effet conjugué de tous les dioptres oculaires.

À partir d'une mesure topographique cornéenne, il est possible de calculer un front d'onde « cornéen » pur, et par soustraction avec le front d'onde cornéen total (topo-aberromètre), on peut obtenir un front d'onde « interne » (effets conjugués de la face postérieure de la cornée et cristallin).

Ainsi, le front d'onde oculaire est une construction abstraite qui fournit un modèle utile pour quantifier et qualifier les aberrations optiques de l'œil. La connaissance du front d'onde est un prérequis pour prédire avec justesse la qualité de l'image rétinienne. Insistons sur le fait qu'en raison des principes

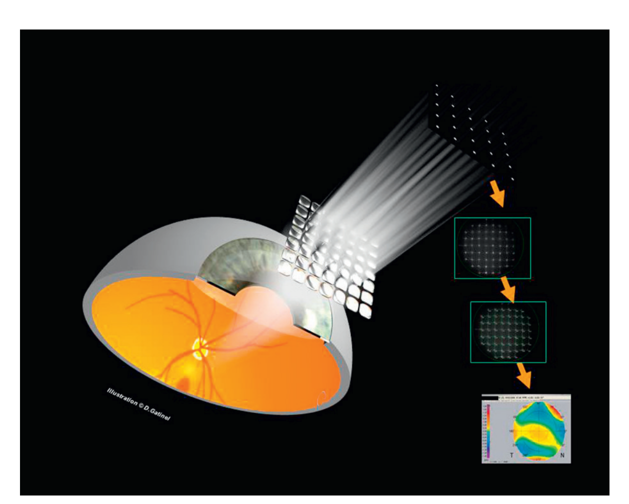


Figure 11.1. Aberrométrie et reconstruction du front d'onde (technologie Shack-Hartmann).
Le front d'onde est une surface tridimensionnelle, qui correspond à l'enveloppe caractérisant les écarts de « phase » avec un front d'onde de référence.

qui président à sa mesure, le front d'onde est une abstraction physico-mathématique qui correspond plus fondamentalement à la distribution de l'état de « phase relative » des ondes lumineuses qui traversent la pupille en sortie, après réfraction des ondes lumineuses qui seraient émises par un point source situé sur la fovéa et traverseraient les milieux oculaires « à rebours ». Pour un œil « optiquement parfait », le front d'onde recueilli à sa sortie serait parfaitement plan. En effet, les rayons lumineux (matérialisant la direction de propagation locale du front d'onde) émergent de l'œil en un faisceau parallèle quand l'œil est dépourvu d'aberrations optiques. En utilisant le principe de réversibilité du trajet de la lumière, cette assertion signifie que l'image d'une source ponctuelle située à l'infini (rayons incidents parfaitement parallèles) se forme bien sur la fovéa. Pour satisfaire à cette théorie, les aberromètres de type Shack-Hartmann utilisent un faisceau de lumière infrarouge émise en incidence à travers une faible ouverture (ex. : 1 mm), avant d'être réfléchie sur la fovéa et recueillie en sortie au travers de l'intégralité de l'ouverture pupillaire. Pour accomplir cette procédure, une juste appréciation et compensation de l'erreur sphéro-cylindrique est nécessaire. Même corrigés au mieux pour cette erreur, les yeux humains présentent des déformations du front d'onde (des aberrations optiques dites de haut degré) dont le taux physiologique peut être quantifié par la valeur d'un coefficient RMS (root mean square). Cette valeur est un indicateur de la « déviation moyenne » du front d'onde mesuré avec un front d'onde de référence dépourvu d'aberrations optiques. Il est fonction du diamètre de la pupille analysée : elle croît de manière exponentielle avec l'ouverture pupillaire (figure 11.2).

Certains outils mathématiques, comme les polynômes de Zernike, permettent d'établir une classification particulière, une « taxonomie » des aberrations optiques. L'aberromètre permet, après recueil du front d'onde oculaire (calculé pour une longueur d'onde lumineuse « moyenne »), d'établir une carte des aberrations optiques constitutives de bas et de haut degré. Le formalisme mathématique fourni par la famille des polynômes de Zernike permet de distinguer les aberrations dites de bas degré (degré 1 : tilt, degré 2 : défocus et astigmatisme qui correspondent aux aberrations qui sont corrigibles par des verres de lunettes), des aberrations de haut (degré 3 : coma, trefoil, degré 4 : tétrafoil et aberration sphérique, qui ne sont pas corrigibles en lunettes) (figure 11.3).

Les aberrations de haut degré sont classiquement désignées en ophtalmologie comme de l' « astigmatisme irrégulier ». Quand le taux des aberrations de haut degré excède une certaine valeur, elles occasionnent des symptômes visuels à type de halos, dédoublement de l'image, impression de perte de contraste. Les aberrations optiques de haut degré sont responsables de variations locales résiduelles de la réfraction au sein de l'aire pupillaire, malgré la correction de l'erreur réfractive sphéro-cylindrique.

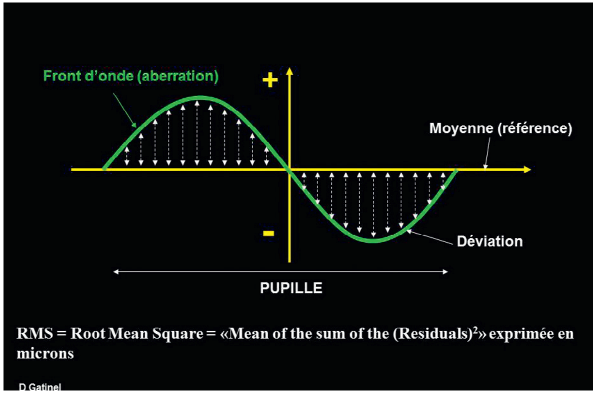


Figure 11.2. Une aberration optique traduit la présence d'une déviation du front d'onde par rapport à un plan, qui correspond au plan de la pupille.
Cette déviation se traduit par l'existence d'écarts non nuls à une moyenne. La valeur du coefficient RMS correspond à la moyenne des écarts à la moyenne élevés au carré. L'élévation au carré de chacun des écarts mesurés (chaque écart est représenté en un point par une double flèche blanche en pointillés) permet d'annuler l'effet de son signe. La somme de ces carrés est ensuite effectuée, et cette somme est divisée par le nombre de points où les écarts ont été mesurés pour calculer la moyenne. Si les écarts sont mesurés en tous les points de la pupille, il faut alors diviser la somme des carrés des écarts par la surface de la pupille. La racine carrée de la moyenne obtenue est égale au coefficient RMS. Un signe positif ou négatif est ensuite attribué à ce coefficient en fonction d'une convention liée à l'orientation de l'aberration considérée par rapport à la direction de propagation.

Le recueil du front d'onde sur un certain diamètre de pupille (idéalement large si l'on veut étudier la qualité de l'image rétinienne en conditions mésopiques) permet donc sa décomposition mathématique en aberrations de bas et de haut degré, qui permettent d'en étudier les composantes en vue de les corréler à certains symptômes visuels en fonction de leur intensité.

Éléments diagnostiques fournis par la mesure aberrométrique

Outre la possibilité de quantifier la présence d'aberrations optiques de haut degré et permettre au clinicien de confirmer l'origine optique d'un symptôme visuel, le recueil du front d'onde permet le calcul de paramètres et de diverses métriques utiles à l'appréciation du retentissement d'une pathologie ou situation clinique particulière sur la qualité optique de l'œil concerné.

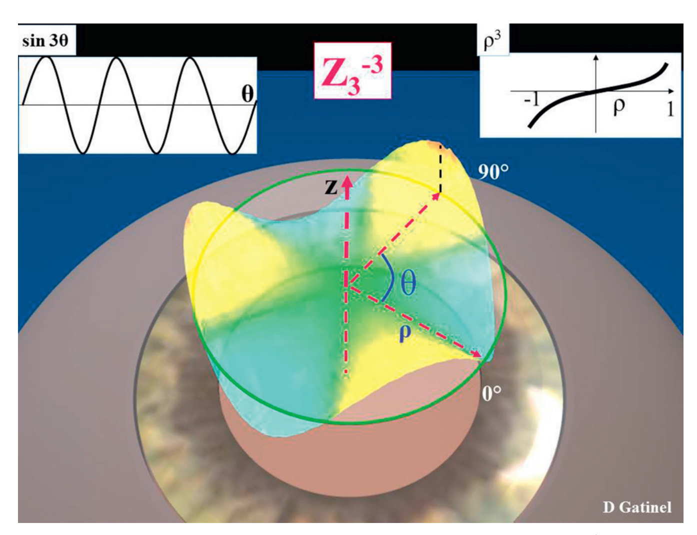


Figure 11.3. Représentation schématique du polynôme de Zernike (hors facteur de normalisation) correspondant à l'aberration trefoil Z_3^{-3} sur le disque pupillaire matérialisé sur cette figure par un contour vert.
La déformation du front d'onde infligée par cette aberration est égale au produit d'une fonction polynomiale du rayon de degré 3 (ρ^3) où ρ représente la distance du point considéré au centre, et d'une fonction trigonométrique de fréquence azimutale égale à 3 (sin3θ), où θ correspond à l'angle fait avec l'horizontale du méridien où est situé le point considéré. La forme globale du polynôme est dictée par ces deux fonctions, dont le « déroulé » respectif est représenté à la partie supérieure de l'illustration. Ce type d'aberration est souvent mesuré élevé dans les pathologies responsables d'une déformation asymétrique de la cornée : kératocône, kératotomie radiaire, ptérygion, etc.

Le front d'onde oculaire total correspond à l'effet imprimé par la cornée et le cristallin sur les ondes lumineuses incidentes. La cornée est le siège anatomique principal de la chirurgie réfractive. On peut estimer l'effet propre de la cornée sur le front d'onde oculaire grâce à la topographie cornéenne. Les logiciels équipant les topographes-aberromètres modernes permettent de calculer le front d'onde cornéen (prédire les aberrations optiques induites spécifiquement par la réfraction des ondes lumineuses par le dioptre cornéen).
Les aberrations induisent une « déformation » du front d'onde : grâce à la mesure de ces déformations, il est possible de calculer la « fonction d'étalement du point » (FEP, acronyme auquel on substitue souvent l'équivalent anglais PSF pour « point spread function »). Ce terme, dont la sémantique peut sembler compliquée, désigne en réalité un concept très simple : celui du stigmatisme, c'est-à-dire la fidélité de l'image d'un point lumineux source qui est formée sur la rétine après réfraction par les milieux oculaires (figure 11.4).

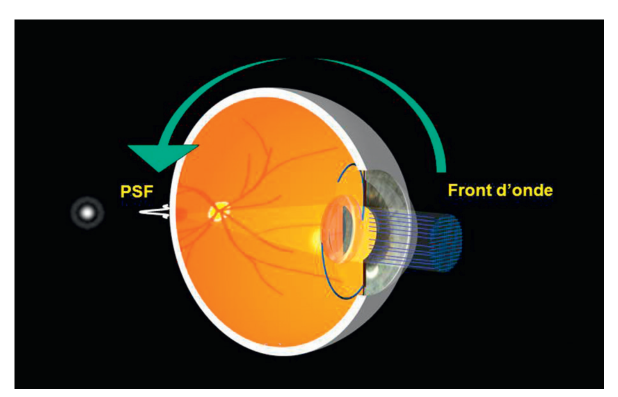


Figure 11.4. Le recueil du front d'onde permet de prédire la PSF (*point spread function* : fonction d'étalement du point) qui permet de quantifier le stigmatisme. PSF = image formée d'un point élémentaire sur la fovea : stigmatisme ; front d'onde : information sur le « trajet » des rayons lumineux : réfraction.

Si l'image d'un point source lumineux élémentaire est relativement ponctuelle sur la rétine, alors la déperdition qualitative de l'image rétinienne est faible : la taille minimale de l'image rétinienne (environ 2 microns dans les meilleures conditions) conditionne le pouvoir séparateur maximal de l'œil, qui correspond à un angle miminum de résolution (MAR pour *minimum angle of resolution*) de 30 secondes environ (soit une acuité visuelle proche de 20/10). En pratique, on considère la mesure d'une acuité visuelle comme normale si le pouvoir de résolution de l'œil n'est pas inférieur à 10/10.
En cas d'étalement concentrique marqué de la lumière, il existe un risque de perception de halos lumineux (figure 11.5).
Si la PSF présente une déformation asymétrique, en forme de « comète », l'étalement lumineux observé pourra être corrélé à la direction de la diplopie monoculaire (figure 11.6).
Ainsi, la présence d'un kératocône débutant peut induire sur le plan réfractif une augmentation localisée de la puissance optique à proximité de l'apex cornéen. Le décentrement temporal inférieur avec cambrure accentuée de l'apex dans le kératocône peut être à l'origine d'une sensation de dédoublement visuel inférieur (la lumière issue des sources vives semble « baver » vers le bas).
Certains indicateurs comme le ratio de Strehl permettent de quantifier la réduction du stigmatisme, c'est-à-dire l'étalement de l'intensité lumineuse de la PSF (figure 11.7).
Le diamètre pupillaire joue un rôle fondamental quand à la qualité optique de l'œil : le taux d'aberration optique augmente de manière exponentielle avec l'ouverture pupillaire, car les aberrations optiques de l'œil humain sont provoquées par des « imperfections » optiques plus périphériques que centrales (irrégularités topographiques cornéennes périphériques, profil asphérique suboptimal, etc.) (figure 11.8).

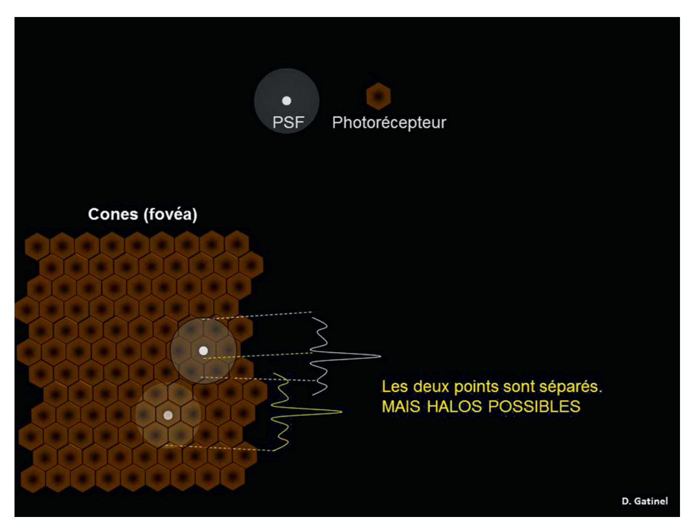


Figure 11.5. Étalement concentrique lumineux de la PSF, pouvant induire la perception de halos.

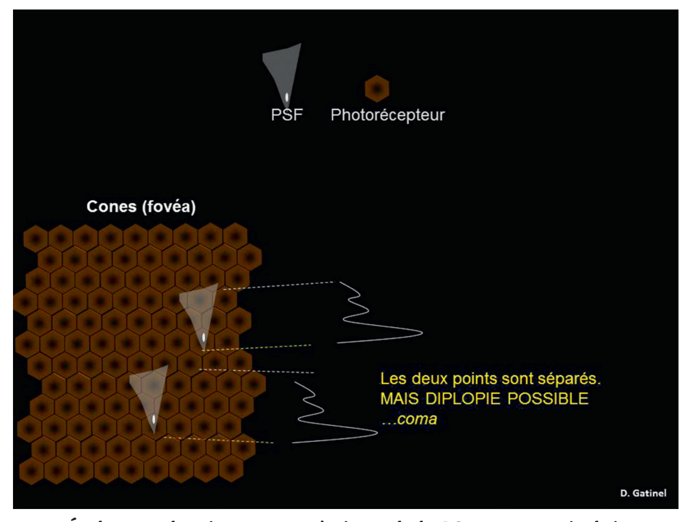


Figure 11.6. Étalement lumineux asymétrique de la PSF, pouvant induire un dédoublement de l'image perçue (dipolopie monoculaire).

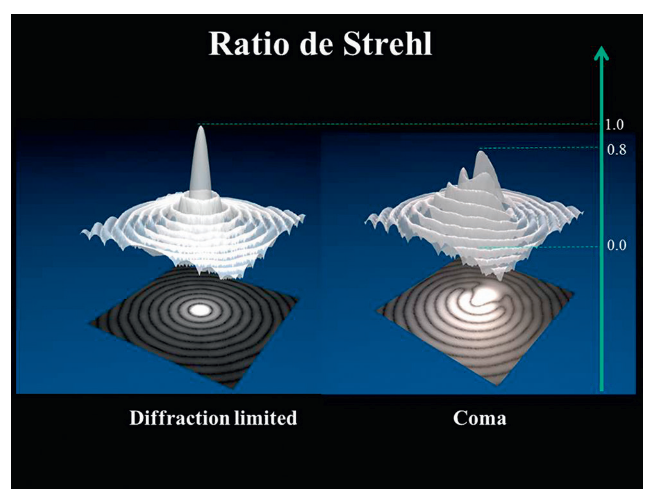


Figure 11.7. Représentation en deux et trois dimension de la fonction d'étalement du point (FEP/PSF) d'un œil limité par la diffraction.
La répartition de l'intensité lumineuse en surfaces concentriques est liée à la diffraction par les bords de la pupille du front d'onde. À droite, la PSF est étalée de manière asymétrique (aberration de type coma), et la hauteur du pic principal réduite. Le rapport de Strehl correspond au rapport entre la hauteur du pic central de la PSF mesuré avec celui de la PSF idéale dans les mêmes conditions.

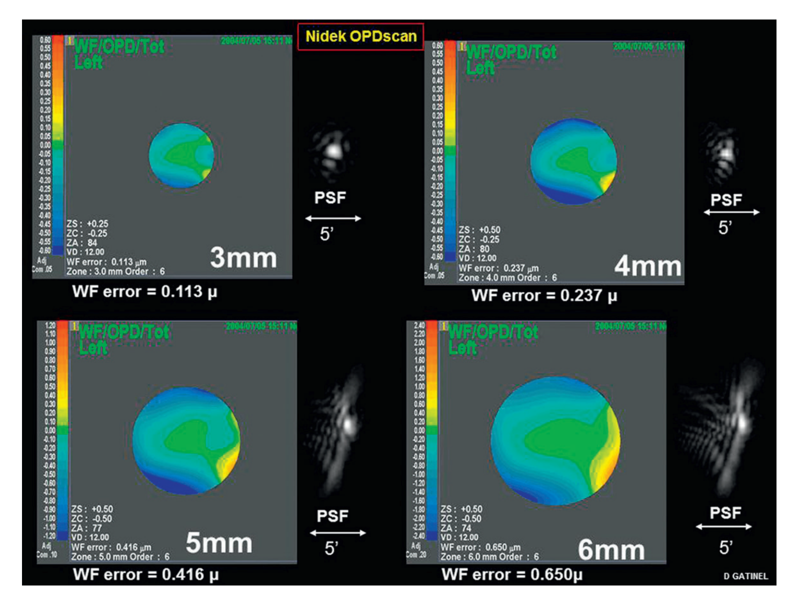


Figure 11.8. Erreur du front d'onde (*WF error*) et calcul de la PSF résultante pour différents diamètres pupillaires d'un même œil (de 3 à 6 mm).

Une fois la PSF calculée, il est possible de réaliser une image rétinienne simulée, par une technique dite de convolution, accomplie à partir d'une image de référence. Chaque point élémentaire de l'image de référence choisie (ex. : planche d'optotypes) est « convolué » avec la PSF déduite du recueil du front d'onde. L'inspection de l'image rendue après convolution permet d'objectiver les symptômes visuels du patient. Cette image est toutefois « théorique », et ne tient pas compte de la modulation des voies et des zones cérébrales dédiées à la perception visuelle (figure 11.9).

Indications de l'examen aberrométrique en chirurgie réfractive

L'examen aberrométrique est indiqué à chaque fois que l'on soupçonne l'existence d'une réduction de la qualité optique de l'œil : cette réduction affecte le trajet de la lumière dans les milieux oculaires, et donc l'image rétinienne formée sur la rétine après réfraction. Les symptômes d'appel ne se limitent pas à une réduction de l'acuité visuelle, mais associent le plus souvent une impression de dégradation de la vision qui n'est pas corrigible en lunettes, et se caractérise par des symptômes plus particuliers comme un dédoublement des images, des halos

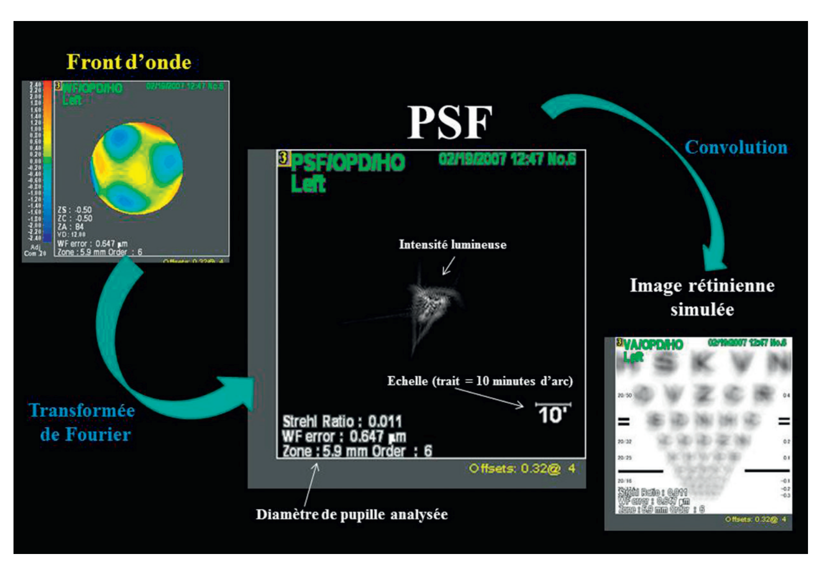


Figure 11.9. La mesure du front d'onde permet le calcul de la PSF, et celui d'une image rétinienne simulée par une technique dite de « convolution » appliquée à une image de référence (ici une mire d'optotypes d'acuité visuelle – échelle de Snellen).

autour des sources de lumière vive, une impression d'image moins contrastée. Ces symptômes concernent l'ensemble de la vision centrale, et non un point particulier dans le champ visuel. Ils tendent à apparaître ou à s'accentuer quand la pupille irienne se dilate, ce qui survient généralement quand la luminosité ambiante diminue.

Les aberrations dites « impaires » sont souvent retrouvées chez des patients qui signalent une impression de « dédoublement » des lumières vives (lumières-néons, sous titres, LEDs, etc.). Ce type de symptôme est parfois rencontré avant chirurgie réfractive, chez des patients atteints d'une forme débutante de kératocône avec déformation asymétrique de la cornée. En postopératoire, ils peuvent traduire la présence d'un décentrement de la zone de photoablation vis-à-vis de la pupille d'entrée. Les aberrations « paires » (ex. : aberration sphérique) sont retrouvées élevées chez les patients qui se plaignent de halos lumineux autour des sources de lumières vives. Bien entendu, les affections pathologiques responsables d'une dégradation de la qualité optique de l'œil ignorent le formalisme aberrométrique, et la plupart d'entre elles génèrent un taux variable de plusieurs aberrations de haut degré. Par exemple, la délivrance d'un traitement photoablatif décentré et dont le diamètre est inférieur à celui de la pupille d'entrée en conditions mésopiques induit logiquement une élévation des aberrations impaires (coma) et sphériques.

Informations réfractives fournies par l'aberromètre

L'aberromètre permet la mesure du front d'onde oculaire. Comme souligné précédemment, s'il est couplé à un topographe (ex. : OPDscan, iTrace), l'instrument permet l'acquisition conjointe de données topographiques (topographie cornéenne Placido) et aberrométriques (front d'onde oculaire). Le calcul du front d'onde interne (face postérieure de la cornée, cristallin ou implant) est obtenu par soustraction entre le contingent total et le contingent cornéen d'aberrations. Les aberromètres « purs » ont plutôt été conçus comme des périphériques d'acquisition pour la réalisation de profils d'ablation guidés par l'aberrométrie, alors que les instruments topo-aberrométriques correspondent à de véritables outils diagnostiques. Ils permettent le recueil des informations suivantes :

- réfraction (sphère cylindre axe);
- mesure de l'asphéricité cornéenne;
- mesure du diamètre pupillaire et de la distance entre le vertex et le centre pupillaire (pupillométrie);
- mesure du front d'onde oculaire total (œil entier) : calcul des aberrations de haut et de bas degré (RMS – polynômes de Zernike);

■ calcul des aberrations d'origine cornéenne : aberrations de haut et de bas degré (RMS – polynômes de Zernike) ;
■ calcul des aberrations d'origine interne : aberrations de haut et de bas degré (RMS – polynômes de Zernike) ;
■ calcul de la qualité optique de l'image rétinienne : Strehl ratio, courbe MTF, acuité visuelle (image de la convolution d'une planche d'acuité de type Snellen), étoile de Siemens, etc.

Les cartes de « vergence locale » (ex. : cartes OPD et OPD HO) sont particulièrement utiles pour comprendre les conséquences réfractives d'un tableau clinique particulier (ex. : décentrement). Elles représentent les variations locales de la vergence (puissance réfractive) au sein de la pupille. En particulier, la chirurgie de la presbytie par multifocalité vise à induire des zones de « myopie locale », qui permettent à l'œil presbyte opéré de compenser la perte de puissance accommodative (figure 11.10).

L'intérêt diagnostique de l'aberrométrie en chirurgie réfractive sera illustré par les exemples représentatifs.

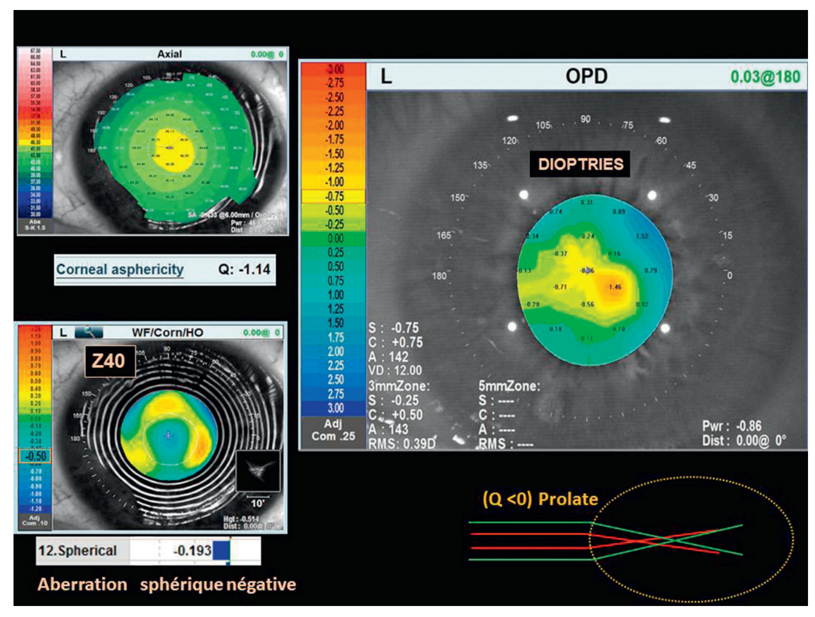


Figure 11.10. L'induction d'une multifocalité efficace par chirurgie réfractive cornéenne peut être obtenue grâce à l'induction d'une asphéricité cornéenne de type hyper-prolate. Le différentiel de cambrure entre le centre de la cornée et sa périphérie est à l'origine d'un taux élevé d'aberration sphérique négative. Celui-ci est responsable d'une zone centrale « myopique », destinée à la vision de près, et d'une zone paracentrale « emmétropique » (pour la vision de loin) (carte OPD, à droite).

Exemples cliniques

Halos lumineux après chirurgie réfractive

Contexte clinique des halots

La survenue de halos lumineux nocturne est un effet indésirable rapporté après chirurgie réfractive cornéenne par LASIK ou PKR. Les halos correspondent à la perception d'auréoles lumineuses plus ou moins étendues, et sont généralement perçus en conditions mésopiques : tombée du jour, nuit, pièce peu éclairée, quai de métro, route de nuit… (figure 11.11).

La faible luminosité provoque la dilatation de la pupille, et la dynamique élevée de la scène visuelle favorise la perception de l'étalement lumineux : lumières vives se détachant bien sur un environnement plus sombre ; phares de véhicules, lampadaires, néons, etc.

L'examen par aberrométrie permet d'identifier la cause des halos, qui est (en l'absence d'opacité des milieux oculaires) le plus souvent liée à une élévation des aberrations optiques de haut degré. L'aberration sphérique positive est particulièrement impliquée dans la genèse des halos ressentis après chirurgie de la myopie. À l'inverse, la chirurgie de l'hypermétropie provoque une élévation des aberrations sphériques négatives.

Actuellement, la plupart des halos ressentis après chirurgie se dissipent en quelques jours ou semaines : leur incidence est faible car les traitements délivrés par les plateformes actuelles sont optimisés de manière à préserver le profil



Figure 11.11. Représentation de halos nocturnes autour des signaux lumineux et phares de voiture.

asphérique prolate de la cornée, et délivrés sur de plus larges zones optiques qu'il y a une décennie.

Indépendamment de son signe positif ou négatif, les causes d'augmentation de l'aberration sphérique sont soit cornéennes (chirurgie réfractive), soit cristalliniennes (cataracte nucléaire).

La chirurgie cornéenne de la myopie (LASIK, PKR) peut augmenter le taux d'aberrations sphériques positives car la cambrure périphérique induite par la zone de raccord avec la périphérie non traitée (géométrie oblate) provoque une augmentation de la vergence vers les bords de la zone optique (figure 11.12).

La chirurgie cornéenne de l'hypermétropie (cette chirurgie est réalisée grâce à la technique LASIK essentiellement) peut augmenter le taux d'aberrations sphériques négatives pour des raisons inverses : aplatissement marqué vers la périphérie de la zone optique (géométrie prolate), source d'une réduction de la vergence vers la périphérie de la zone optique.

L'apparition d'une cataracte de type nucléaire est une cause classique d'élévation des aberrations sphériques négatives. En cas de cataracte nucléaire, il existe une augmentation de l'indice de réfraction du noyau du cristallin, ce qui provoque une « myopie d'indice » : le centre du cristallin possède un pouvoir optique (vergence) plus élevé que le cortex périphérique. Cette différence induit une aberration sphérique de signe négatif.

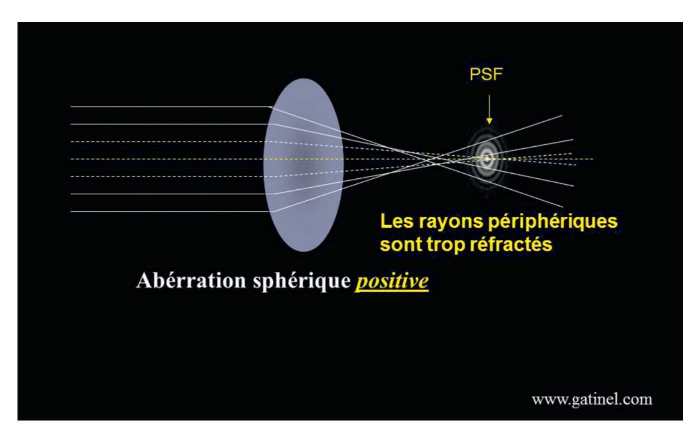


Figure 11.12. Aberration sphérique d'un dioptre sphérique pour une source lumineuse située sur l'axe optique « à l'infini ».

L'aberration sphérique correspond au fait que les rayons incidents éloignés de l'axe optique sont réfractés en avant du foyer principal paraxial. L'enveloppe des rayons réfractés est appelée caustique. L'aberration sphérique provoque un élargissement de la tache focale (PSF).

Facteurs de risques de halos après chirurgie cornéenne

Les facteurs de risques de halos après chirurgie cornéenne de la myopie au laser excimer (LASIK ou PKR) sont :

- le degré de correction délivré : les halos sont rares en deçà de 5 dioptries de correction, car le raccord entre la zone centrale traitée (aplatissement) et la zone périphérique n'induit pas d'augmentation majeure de la courbure cornéenne ;
- le type de correction délivré : les traitements asphériques, optimisés ou guidés par le front d'onde sont conçus pour réduire le risque de halos lumineux nocturnes ;
- le diamètre pupillaire : les halos sont nocturnes car la dilatation pupillaire augmente la proportion de rayons lumineux réfractés par la périphérie de la zone optique, voire la zone de transition où la courbure cornéenne subit une augmentation rapide (raccord entre la zone centrale « décambrée » et la zone périphérique non traitée).

Exemple clinique

L'exemple clinique suivant est particulièrement illustratif : il s'agit d'une patiente opérée de myopie (-5 dioptries) au début des années 2000, par un traitement laser de surface (PKR) délivré sur une petite zone optique (5 mm). Depuis l'intervention, la patiente signale des halos lumineux nocturnes qui la gênent pour conduire.

Dans ces circonstances, les halos sont liés à une réfraction excessive des rayons lumineux périphériques (figure 11.13).

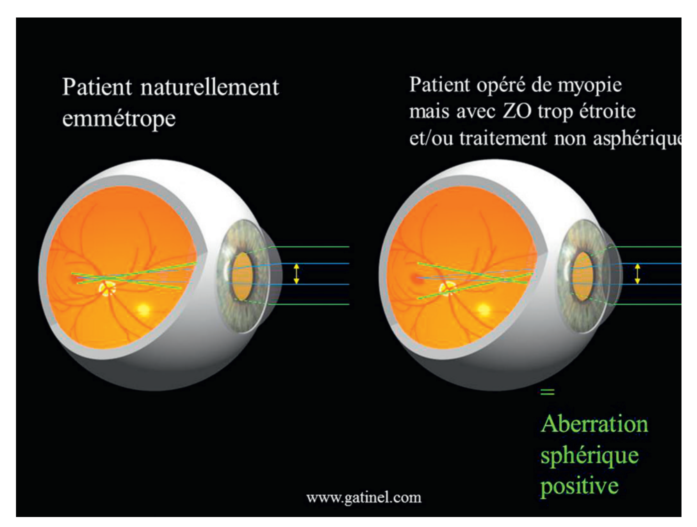


Figure 11.13. Les deux yeux sont emmétropes en conditions « paraxiales », mais l'œil opéré de chirurgie réfractive présente un taux d'aberration sphérique positive plus élevé.

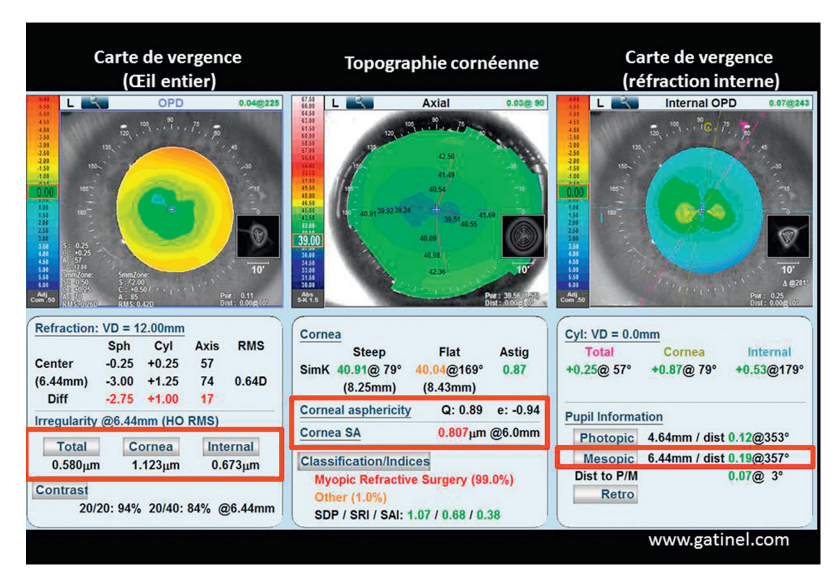


Figure 11.14. Relevé topo-aberrométrique effectué par le topographe aberromètre OPD Scan (Nidek).
À gauche, la carte de vergence oculaire locale révèle une zone centrale « emmétrope » (en vert) et une couronne de réfraction résiduelle myopique (en jaune/orange).
Au centre, la carte de topographie cornéenne spéculaire montre un profil de type oblate : le centre de la cornée est moins cambré que la périphérie. Les encadrés rouges soulignent : l'élévation des aberrations optiques cornéennes – pour un diamètre de pupille 6,44 mm en conditions mésopiques, l'asphéricité oblate (Q = 0,89), l'aberration sphérique cornéenne (Cornea SA) de type positive et élevée (0,807 microns pour une zone de 6 mm). L'élévation des aberrations sphériques cornéennes positives est liée à la modification du profil cornéen : son caractère oblate induit une augmentation de la vergence des rayons périphériques.

L'examen topo-aberrométrique (OPD SCAN III, Nidek, Japon) permet de mesurer :

- un profil cornéen oblate, générateur d'aberration sphérique positive d'origine cornéenne ;
- une élévation marquée des aberrations optiques de haut degré de type sphérique (figure 11.14).

La carte de vergence dans l'aire pupillaire reflète l'importance des variations de vergence entre le centre et les bords de l'aire pupillaire : la cambrure cornéenne antérieure plus marquée en périphérie induit une réfraction excessive des rayons, soit une « myopie locale » (figure 11.15).

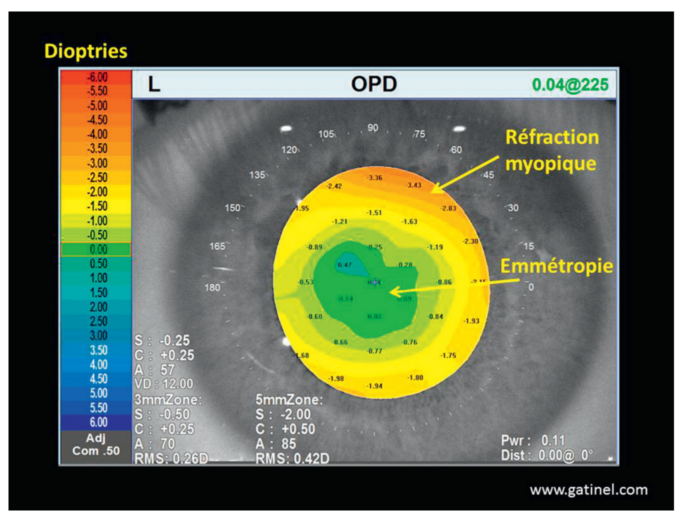


Figure 11.15. Variations de la réfraction au sein de la pupille chez une patiente opérée de myopie : on note une augmentation marquée de la vergence périphérique, alors que le centre de l'aire pupillaire est « emmétrope ».
Quand la pupille possède un faible diamètre, les rayons lumineux convergent vers la fovéa et l'image est nette. Quand la pupille se dilate, s'ajoutent à ces rayons centraux un contingent de rayons périphériques qui convergent en avant de la rétine, puis divergent et réduisent ainsi le contraste de l'image formée sur la rétine. La myopisation périphérique de la réfraction traduit la présence d'une aberration sphérique positive.

Les cartes du front d'onde oculaire total, cornéen et interne, permettent de quantifier l'élévation des aberrations sphériques pour les différents contingents de l'œil (figure 11.16).
L'origine de l'élévation des aberrations sphérique est le dôme cornéen antérieur, que l'on peut visualiser en coupe (figure 11.17).
La décomposition du profil cornéen antérieur en polynômes de Zernike retrouve une augmentation des termes avec symétrie de révolution liés aux « aberrations sphériques » (figure 11.18).
Pour remédier aux halos, il est possible de préconiser d'éclairer l'habitacle du véhicule en conduite de nuit (en allumant les lumières intérieures comme un plafonnier). Certains collyres comme la brimonidine (Alphagan®) permettent également de réduire l'augmentation du diamètre pupillaire en conditions mésopiques. Dans certains cas, un retraitement peut être proposé pour agrandir la zone optique fonctionnelle et modifier l'asphéricité du profil cornéen.

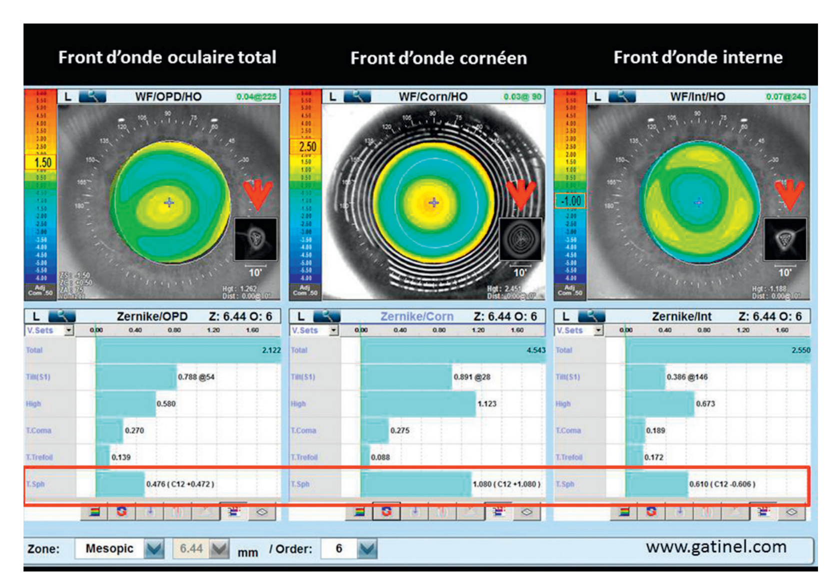


Figure 11.16. Cartes des fronts d'onde oculaires, cornéens et internes (soustraction entre les aberrations oculaires totales et cornéennes antérieures).
Les aberrations de type sphérique prédominent (encadré) : elles sont principalement d'origine cornéenne antérieure. Noter l'aspect du front d'onde en « cocarde », et celui des « point spread function » (PSF) – flèches, qui rappellent la géométrie des halos perçus (couronne lumineuse autour d'un point central). Les aberrations internes compensent en partie les aberrations cornéennes (phénomène que nous avons décrit et publié dans J Refract Surg 2010 ; 26 : 333–40).

Diplopie monoculaire verticale après chirurgie réfractive

L'apparition d'une diplopie monoculaire verticale après chirurgie réfractive cornéenne suggère la présence d'une asymétrie au sein des structures réfractives et la possibilité d'un décentrement ou d'une déformation asymétrique du mur cornéen (ectasie).

L'examen aberrométrique est particulièrement utile pour objectiver l'origine optique des symptômes : dans cet exemple de diplopie verticale légèrement oblique, le recours à une carte de simulation de l'image rétinienne retrouve une direction équivalente à ce que signale le patient (figure 11.19).

La mesure topo-aberrométrique permet d'établir la présence d'un décentrement vertical inférieur de la zone de photoablation. Il est difficile d'établir

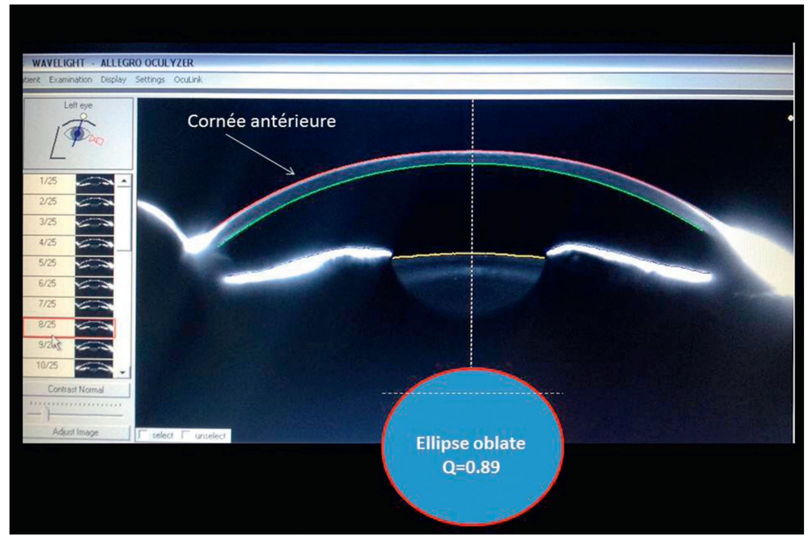


Figure 11.17. Profil cornéen visualisé en coupe par caméra Scheimpflug (topographe Pentacam™, Oculus).
À l'œil nu, il est difficile de juger de l'asphéricité du profil cornéen, qui est estimée à Q = +0,89 environ (profil oblate). Le profil du sommet d'une ellipse oblate de même asphéricité positive (+0,89) est représenté en bas. Le profil oblate est générateur d'aberrations sphériques de type positif, car l'angle d'incidence que font les rayons avec la surface cornéenne vers la périphérie est plus élevé qu'avec un profil sphérique ou prolate.

ce décentrement par la simple utilisation de la topographie cornéenne (en raison de l'absence de référencement de celle-ci vis-à-vis de la pupille irienne). En revanche, le calcul des variations résiduelles locales de la réfraction au sein de la pupille d'entrée (carte OPD-HO, légendée en dioptries) révèle un gradient de puissance verticale important qui signe la présence du décentrement (figure 11.20).
À partir des données du front d'onde, on peut étudier l'aspect de la PSF, qui prend un aspect en comète verticale, et quantifier les aberrations optiques de haut degré, dominées par un taux élevé de coma.
Cet œil a fait l'objet d'un retraitement personnalisé, destiné à recentrer la zone optique et réduire le dédoublement de l'image perçue (figure 11.21).

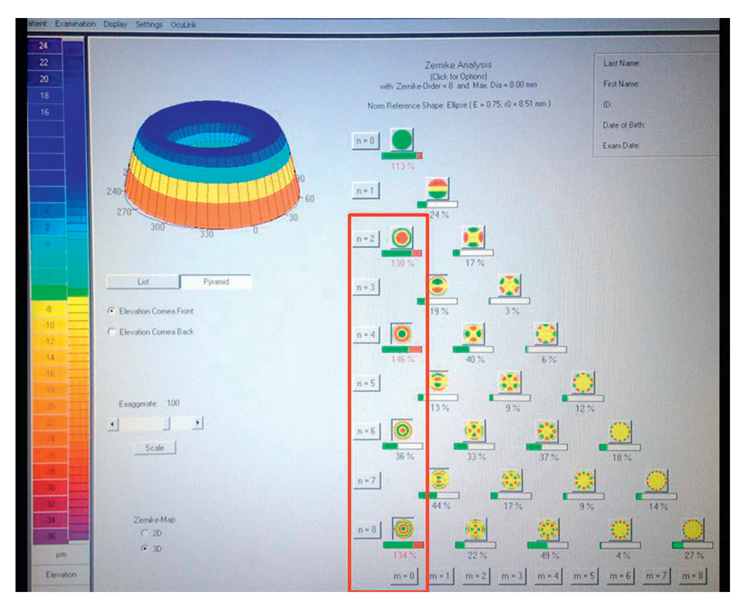


Figure 11.18. Décomposition de la surface cornéenne antérieure en termes de Zernike (topographe d'élévation Pentacam™).

Ces termes ne correspondent pas directement à des aberrations optiques; mais au profil cornéen, ils traduisent la déviation de la surface cornéenne vis-à-vis d'une surface ellipsoïdale de référence, qui générerait un taux nul d'aberration sphérique. Les termes les plus élevés correspondent à ceux qui permettent de « modéliser » le profil oblate de la cornée antérieure : aberration sphérique de 4e ordre (n = 4), et de 8e ordre (n = 8).

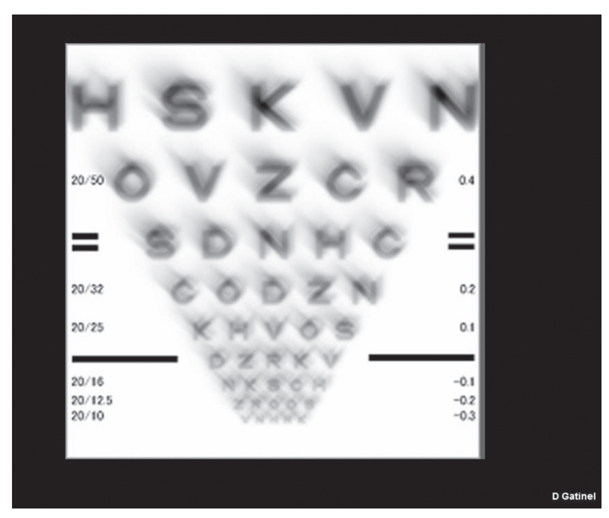


Figure 11.19. Image rétinienne simulée, obtenue grâce au recueil du front d'onde, et calculée pour la meilleure correction sphéro-cylindrique.

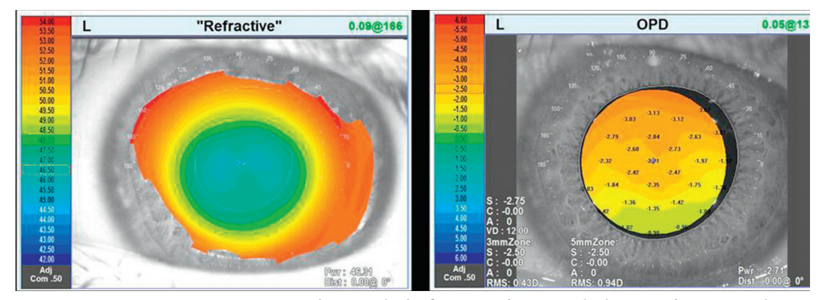


Figure 11.20. La carte topographique de la face antérieure de la cornée en mode de puissance réfractive semble sans particularités (à gauche), alors que la carte de puissance réfractive oculaire totale (réfraction locale dans la pupille, en dioptries), après correction de la réfraction sphéro-cylindrique (OPD HO) révèle un gradient de puissance dioptrique résiduel vertical, signant la présence d'un léger décentrement inférieur de la zone de photoablation.

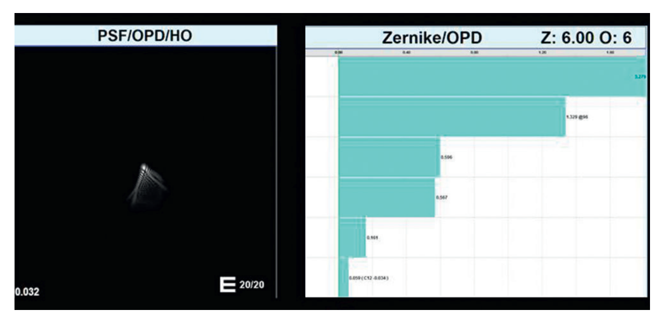


Figure 11.21. Le calcul de la PSF à partir du front d'onde calculé pour les aberrations de haut degré révèle un aspect en « comète » (la lumière s'étale vers le bas dans le plan rétinien).
La mesure des aberrations optiques de haut degré retrouve un taux élevé de coma pour un diamètre de 6 mm. Cette aberration est causée par le décentrement vertical inférieur de la zone de photoablation vis-à-vis de la pupille d'entrée.

Conclusion

L'analyse aberrométrique permet de quantifier les aberrations optiques cornéennes et internes apportant ainsi une analyse de la qualité optique oculaire. Ces informations parfois complexes permettent de mieux analyser la part des aberrations accessibles par la chirurgie réfractive et de mieux comprendre les résultats réfractifs incomplets après les différentes procédures. Cette analyse aberrométrique ouvre la voie à une chirurgie réfractive guidée par les mesures de

différentes aberrations, avec la possibilité soit de compenser un inconfort visuel, soit d'optimiser les capités optiques de l'œil dont l'analyse théorique nous montre un potentiel supérieur aux 10/10e communément admis comme le standard de performance visuelle.

Bibliographie

[1] Azar DT, Strauss L. Principles of applied clinical optics. In : Albert DE, Jakobeic FA, Robinson NL, editors. Principles and Practice of Ophthalmology, Clinical Practice. Philadelphia : WB Saunders Company; 1994. p. 3612.
[2] Dubbelman M, Sicam VADP, Van der Heijde GL. The shape of the anterior and posterior surface of the aging human cornea. Vision Res 2006; 46 : 993–1001.
[3] Dunne MCM, Royston JM, Barnes DA. Posterior corneal surface toricity and total corneal astigmatism. Optom Vis Sci 1991; 68 : 708–10.
[4] Gatinel D, Adam PA, Chaabouni S, Munck J, Thevenot M, Hoang-Xuan T, et al. Comparison of corneal and total ocular aberrations before and after myopic LASIK. J Refract Surg 2010; 26 : 333–40.
[5] Grosvenor T, Quintero S, Perrigin DM. Predicting refractive astigmatism : a suggested simplication of Javal's rule. Am J Optom Physiol Opt 1988; 65 : 292–7.
[6] Keller PR, Collins MJ, Carney LD, Davis BA, Van Saarloos PP. The relation between corneal and total astigmatism. Optom Vis Sci 1996; 73 : 86–91.
[7] Oshika T, Tomidokoro A, Tsuji H. Regular and irregular refractive powers of the front and back surfaces of the cornea. Exp Eye Res 1998; 67 : 443–7.
[8] Prisant O, Hoang-Xuan T, Proano C, Hernandez E, Awad S, Azar DT. (2002). Vector summation of anterior and posterior corneal topographical astigmatism. J Cataract Refract Surg 2002; 28 : 1636–43.
[9] Saad A, Saab M, Gatinel D. Repeatability of measurements with a double-pass system. J Cataract Refract Surg 2010; 36 : 28–33.
[10] Won JB, Kim SW, Kim EK, Ha BJ, Kim TI. Comparison of internal and total optical aberrations for 2 aberrometers : iTrace and OPD scan. Korean J Ophthalmol 2008; 22 : 210–3.

CHAPITRE

12

Aberrométrie et chirurgie de la cataracte

D. Gatinel

Points forts

- L'analyse des aberrations optiques de l'œil permet de mieux apprécier les différentes composantes du système optique oculaire susceptibles d'engendrer une mauvaise qualité de vision.
- Les appareils actuels permettent de différencier les aberrations cornéennes des aberrations internes.
- L'analyse aberrométrique avant implantation torique ou multifocale peut guider les indications et le choix du type d'implant le plus adapté en fonction des aberrations naturelles.
- Après implantation, les aberromètres donnent un bilan plus précis du cumul d'aberrations liées à la cornée ou à l'implant avec possibilité de réponse thérapeutique adaptée.

Limites

- L'analyse aberrométrique est dépendante du diamètre pupillaire et de l'appareil utilisé.
- Les valeurs mesurées sont très nombreuses et leur analyse est complexe poussant à n'utiliser que quelques valeurs comme le coma et le trefoil.
- En postopératoire, la compensation des aberrations résiduelles peut être complexe et multifactorielle : certains appareils peuvent simuler l'effet optique d'un geste complémentaire sur l'implant comme, par exemple, la rotation d'un implant torique.

Introduction

L'aberrométrie fournit des informations utiles en chirurgie de la cataracte : le recueil combiné des aberrations optiques oculaires (topographe-aberromètre) trouve un champ d'application particulièrement intéressant dans un contexte clinique où la qualité optique de la cornée et des dioptres internes conditionnent une part importante du résultat fonctionnel.

En préopératoire, la mesure de la diffusion optique (*scatter*) est un élément objectif important pour le diagnostic positif de cataracte. La mesure comparée des fronts d'onde oculaires et cornéens permet d'étudier l'origine d'un astigmatisme oculaire avant l'utilisation d'un implant phake ou d'un implant torique. L'aberrométrie permet aussi de vérifier la qualité optique de la cornée avant une éventuelle implantation multifocale.

En postopératoire, l'aberrométrie est un outil incontournable pour élucider les causes de symptômes visuels indésirables.

Aberrométrie en préopératoire

Mesure de la diffusion optique

La cataracte est définie anatomiquement par une opacification du cristallin ; sur le plan fonctionnel, elle provoque une diffusion de la lumière (« scatter »), dont la traduction clinique est caractérisée par l'impression de voile, d'une difficulté accrue en contrejour, et d'éblouissements nocturnes (ex. : phares de voitures). L'aberrométrie par double passage (instruments OQAS et HD Analyzer, Visiometrics, Espagne) permet de quantifier la diffusion optique après recueil d'un faisceau de lumière infrarouge focalisé puis réfléchi sur la rétine fovéolaire [1, 2] : l'indice OSI (*Optical Scatter Index*) est considéré comme normal en deçà d'une valeur égale à 1,5 (figure 12.1). L'examen biomicroscopique demeure nécessaire pour confirmer l'origine cristallinienne de l'élévation de la diffusion optique et éliminer d'autres conditions (taie cornéenne, hyalite). L'utilisation de la mesure objective de la diffusion optique permet également de mettre en évidence l'effet délétère d'une opacification secondaire de la capsule postérieure du cristallin puis l'effet bénéfique d'une capsulotomie secondaire au laser YAG (figure 12.2).

Aberrations internes et aberrations cornéennes

Le dioptre oculaire le plus puissant est représenté par la face antérieure de la cornée qui sépare l'air du film lacrymal et de l'épithélium cornéen. Le dioptre cornéen postérieur est moins puissant et peut être analysé par les appareils actuels.

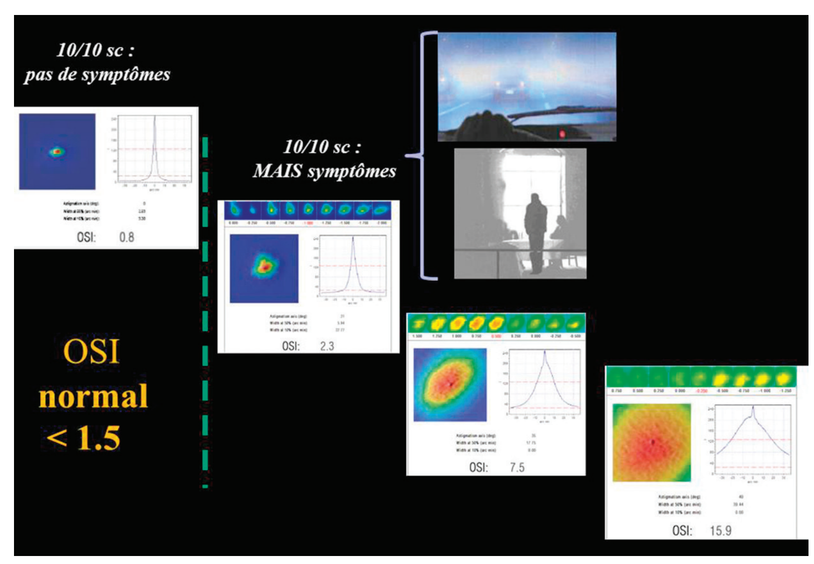


Figure 12.1. Représentation de différentes fonctions d'étalement du point obtenue en aberrométrie par double passage (OQAS/HD Analyzer). L'indice OSI (*Optical Scatter Index*) est proportionnel à l'importance de la diffusion lumineuse.

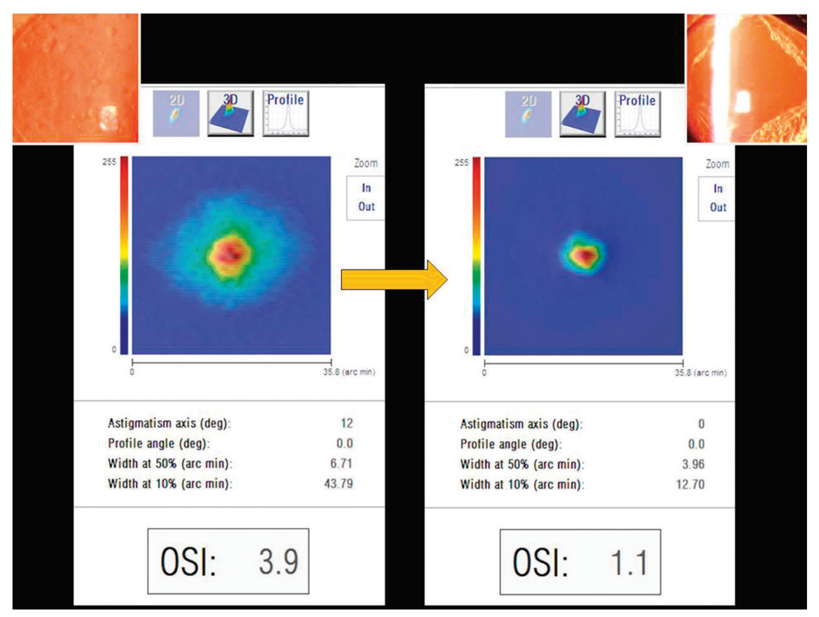


Figure 12.2. Comparaison des valeurs d'indice de diffusion optique (OSI) avant et après capsulotomie au laser YAG.

La plupart des logiciels équipant les topographes modernes permettent d'étudier le type et le taux des aberrations de haut degré de la face antérieure de la cornée ou de la cornée totale (le front d'onde cornéen total est déduit de l'effet conjugué de la face antérieure et de la face postérieure de la cornée). Le taux d'une aberration (ou d'un groupe d'aberrations) est exprimé comme la valeur « RMS » (« Root Mean Square », écart quadratique moyen, exprimé en microns) avec la surface de référence cornéenne « idéale ». Ce taux dépend fortement du diamètre d'analyse (en millimètres), ainsi que de la méthode utilisée pour le recueil et le calcul des données topographiques. Il est donc relativement dépendant de l'instrument utilisé.
Le recueil combiné des aberrations optiques oculaires totales et cornéennes par topo aberrométrie (instruments OPDscan III – Nidek, Japon ou iTrace – Tracey, États-Unis) permet d'estimer la contribution des dioptres internes à la qualité optique de l'œil [3]. Cette fonction est particulièrement utile pour isoler les caractéristiques optiques d'un cristallin naturel ou d'un implant après chirurgie de la cataracte.

Estimation des aberrations optiques d'origine interne

La cataracte nucléaire provoque une augmentation de la vergence du cristallin par le biais d'une augmentation des valeurs d'indice de réfraction du noyau cristallinien (myopie d'indice) (figure 12.3). Ces altérations entraînent une augmen-

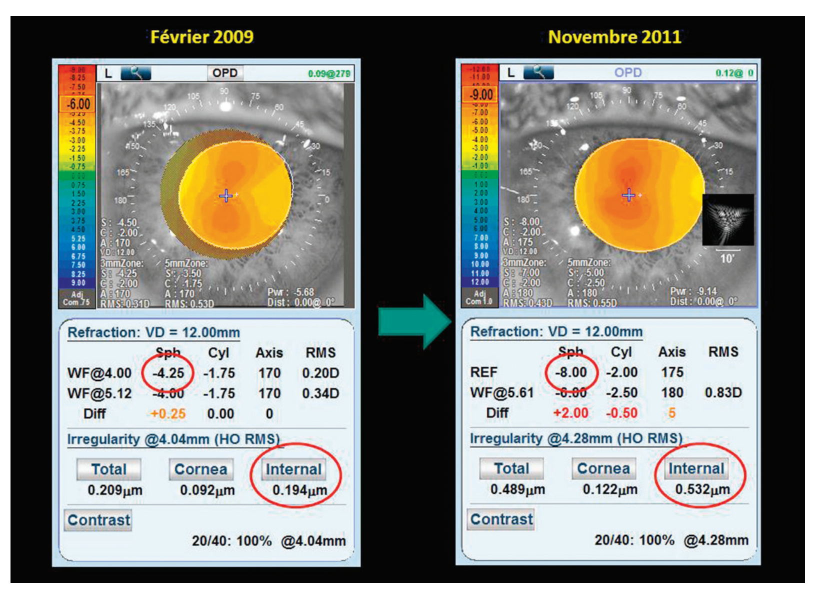


Figure 12.3. Comparaison de cartes de réfraction totale (OPD, OPDscan III, Nidek) au cours de l'évolution d'une cataracte nucléaire.
Noter l'élévation des aberrations d'origine internes, calculées par soustraction des aberrations cornéennes antérieures aux aberrations oculaires totales.

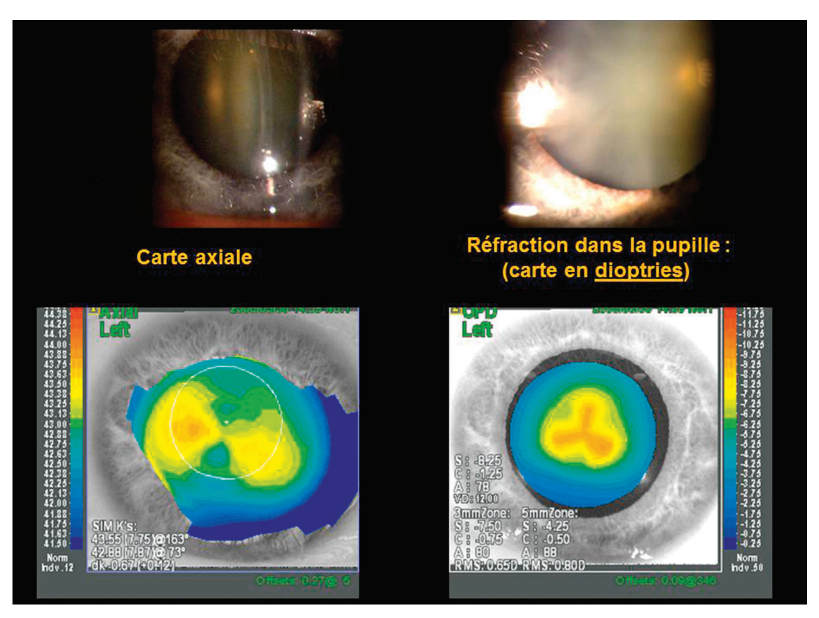


Figure 12.4. Patiente de 61 ans présentant une triplopie monoculaire bilatérale - plus prononcée sur l'œil gauche (meilleure acuité visuelle corrigée : 5/10 avec – 8 (– 1 × 80°)). En bas à gauche, la topographie en mode axial montre la présence d'une toricité régulière de la cornée. En bas à droite, la carte de vergence oculaire totale souligne la présence d'une variation en « trilobe » avec myopisation centrale.

tation des aberrations sphériques négatives et les aberrations de type trefoil. Les patients présentent des symptômes visuels à type de voile, de halos diffus, voire de diplopie ou triplopie monoculaire (figures 12.4, 12.5, 12.6 et 12.7). Les valeurs des taux RMS (*Root Mean Square*) sont indicatives du degré de distorsion induit au niveau du front d'onde par la cornée et/ou par les dioptres internes, mais il peut être intéressant d'utiliser des analyses complémentaires comme le calcul de la courbe de transfert de modulation et/ou de la fonction d'étalement du point (*Point Spread Function* : PSF).

La présence d'une cataracte, en particulier dans ses formes nucléaires séniles, peut être à l'origine d'un astigmatisme interne significatif : l'origine de l'astigmatisme cristallinien réside dans des modifications de l'indice de réfraction et des variations de la courbure de l'enveloppe cristallinienne. Plus rarement, l'astigmatisme interne peut être provoqué par une bascule ou un tilt du cristallin (ectopie, subluxation cristallinienne) (figure 12.8).

Il est important de noter que l'effet conjugué d'un groupe d'aberrations peut être supérieur ou inférieur à celui de chacune des aberrations considérées de manière isolée.

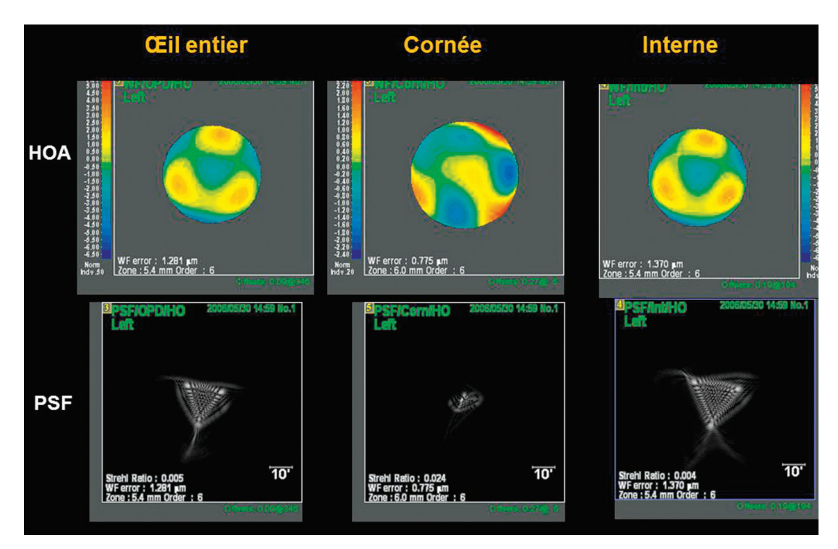


Figure 12.5. L'examen topoaberrométrique combiné à l'examen topographique objective l'origine interne des aberrations optiques de haut degré (HOA). L'aspect de la fonction d'étalement du point lumineux (PSF) corrobore l'origine optique de la triplopie.

3. Zernike/Int No.1 Left Zone : 6.0 Order : 6

Total	-16.00 -8.00 0.00 8.00 16.00
0.Piston	13.276
1.Tilt	0.974
2.Tilt	0.634
3.Astigm...	0.224
4.Defocus	5.754
5.Astigm...	-0.077
6.Trefoil	-0.803
7.Coma	0.408
8.Coma	0.174
9.Trefoil	-0.444
10.Tetrafoil	-0.062
11.Astig...	0.024
12.Spherl...	-1.300
13.Astig...	-0.048
14.Tetrafoil	0.148
15.Pentafoil	-0.084
16.Trefoil	0.236
17.Coma	-0.022
18.Coma	-0.023
19.Trefoil	0.116
20.Pentafoil	0.025
21.Hexafoil	0.044
22.Tetrafoil	0.038
23.Astig...	-0.002
24.Spherl...	0.152
25.Astig...	-0.008
26.Tetrafoil	-0.060
27.Hexafoil	-0.022

Figure 12.6. Relevé des aberrations optiques d'origine interne (zone 6 mm). On note une élévation marquée de l'aberration sphérique négative et du trefoil.

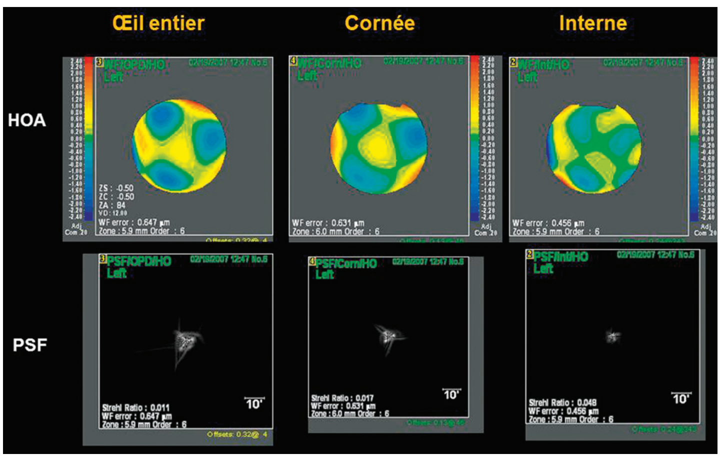


Figure 12.7. Cartes de front d'onde et de fonction d'étalement du point (PSF) après remplacement du cristallin par un implant monofocal.

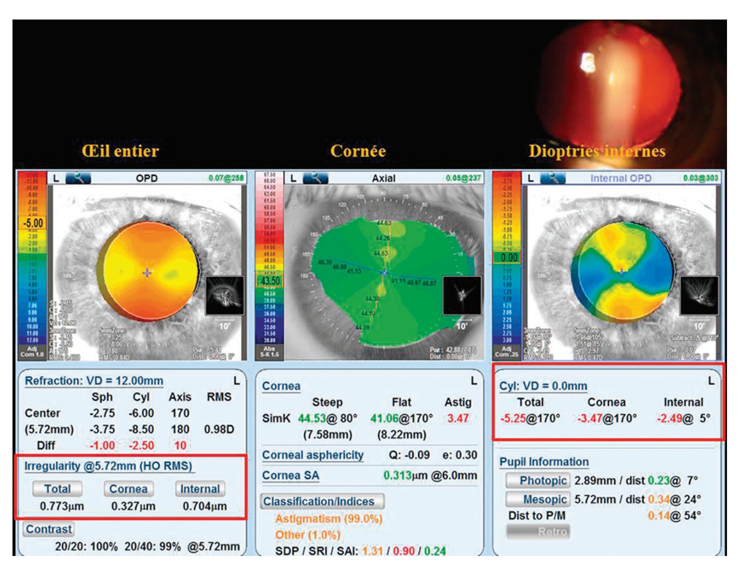


Figure 12.8. Astigmatisme interne induit par une subluxation du cristallin de l'œil gauche (syndrome de Marfan).

Relevé topoaberrométrique (OPDscan III, Nidek) : le recueil conjugué des aberrations optiques de l'œil entier et cornéennes antérieures (calculées grâce aux données de la topographie spéculaire Placido) permet de quantifier l'irrégularité (encadré gauche) et de scinder l'astigmatisme en trois composantes anatomiques : totale, cornéenne et interne (encadré droit).

Détermination de l'astigmatisme cornéen

L'astigmatisme cornéen total résulte des effets conjugués de la face antérieure et de la face postérieure de la cornée. Toutefois, l'astigmatisme cornéen est souvent estimé à partir de mesures limitées à la face antérieure de la cornée. Ainsi, l'astigmatisme dit « interne » correspond classiquement aux effets conjugués de la face postérieure de la cornée et du cristallin.

La magnitude de l'astigmatisme cornéen postérieur a été estimée entre 0,18 D et – 0,31 D [4–7]. Ainsi, chez le sujet indemne de cataracte et de pathologie cornéenne acquise, il existe une bonne corrélation entre l'astigmatisme cornéen antérieur et l'astigmatisme réfractif (faible astigmatisme interne, dont la magnitude moyenne n'excède pas 0,5 D) [8, 9]. Certaines conditions comme le kératocône ou la dégénérescence marginale pellucide, voire un astigmatisme irrégulier prononcé, peuvent contre-indiquer la pose d'un implant multifocal torique, en raison de la réduction marquée de la qualité optique de la cornée.

En cas d'astigmatisme cornéen acquis, l'astigmatisme cornéen antérieur peut être « découplé » de l'astigmatisme cornéen postérieur, et s'accompagner d'une composante irrégulière importante (non corrigible par un verre cylindrique) [10]. En cas de toricité importante (astigmatisme cornéen prononcé, kératocône, greffe de cornée), l'astigmatisme de la face postérieure peut devenir significatif et sa prise en compte pour l'estimation de l'astigmatisme cornéen total peut s'avérer cliniquement pertinente [11].

Analyse de l'astigmatisme cornéen avant implantation torique

En chirurgie de la cataracte avec utilisation d'implant torique, la correction de l'implant concerne l'astigmatisme cornéen total. La détermination de la magnitude et de l'axe de l'astigmatisme cornéen total est une étape clé en chirurgie de la cataracte, en vue d'accroître l'indépendance à la correction optique en postopératoire. Le but de l'implant torique est de neutraliser l'astigmatisme cornéen [12].

La détermination de la magnitude et l'axe de l'astigmatisme cornéen peut s'effectuer grâce à la mesure de la kératométrie simulée mais dans certaines situations cliniques, la réalisation d'une topographie cornéenne couplée à une mesure aberrométrique est particulièrement intéressante pour confirmer l'origine cornéenne et détecter la présence d'une pathologie responsable d'un l'astigmatisme acquis (kératocône, dégénérescence marginale pellucide) (figure 12.9).

L'acquisition conjointe d'une image du segment antérieur de l'œil en lumière infrarouge permet de repérer des vaisseaux limbiques, pour donner l'orientation du dôme cornéen et favoriser un positionnement optimal de l'implant torique (figure 12.10).

L'examen aberrométrique est particulièrement indiqué en cas de discordance entre l'astigmatisme cornéen mesuré par la kératométrie simulée, et l'astigmatisme mesuré par la réfraction objective ou subjective.

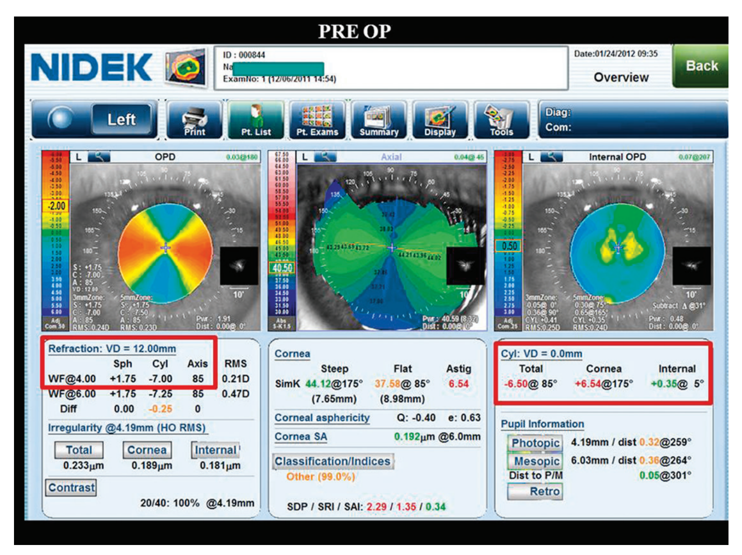


Figure 12.9. Carte topoaberrométrique (OPDscan III) chez un patient présentant un astigmatisme cornéen congénital marqué.

L'astigmatisme réfractif est majoritairement d'origine cornéenne. La pose d'un implant torique est potentiellement indiquée pour corriger l'astigmatisme en cas de chirurgie programmée de la cataracte.

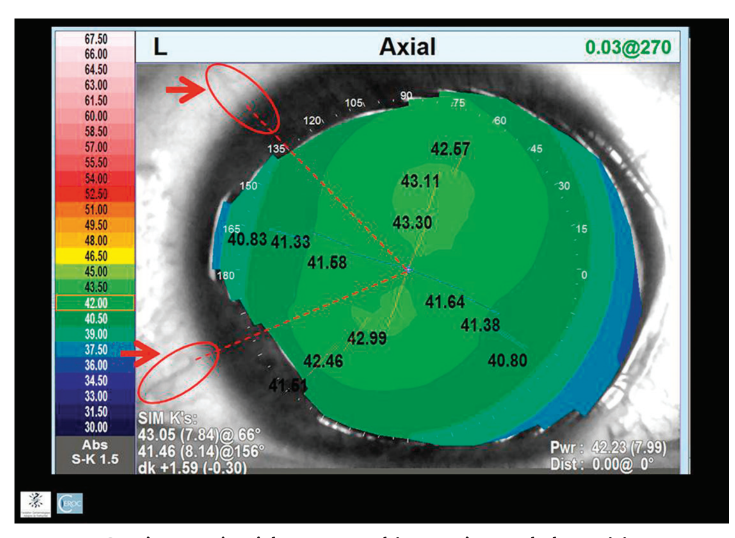


Figure 12.10. Repérage grâce à la topographie cornéenne de la position angulaire de vaisseaux limbiques. Ces vaisseaux peuvent servir de repère lors de l'intervention quand le patient est en position déclive, afin de compenser une éventuelle cyclotorsion.

Analyse de la qualité optique de la cornée avant implantation multifocale

La qualité optique de la cornée est un élément essentiel du succès de l'implantation multifocale. Les implants multifocaux provoquent un partage lumineux en plusieurs foyers « utiles », dont la qualité dépend des caractéristiques de l'implant, du diamètre pupillaire et de la qualité optique de la cornée. L'élargissement de la profondeur de champ s'effectue au détriment de la qualité de l'image rétinienne, qui doit être bien tolérée par le patient. Si la cornée induit une dégradation importante du stigmatisme, l'équilibre entre multifocalité utile et réduction acceptable de la qualité de l'image rétinienne risque d'être compromis.

L'astigmatisme cornéen irrégulier regroupe les aberrations de haut degré engendrées par les déformations cornéennes asymétriques et/ou irrégulières, qui ne sont pas corrigibles par un verre sphéro-cylindrique. Ces aberrations peuvent être décomposées en termes de Zernike, qui regroupent les aberrations de type coma, trefoil, l'aberration sphérique, etc.

Aberrométrie en postopératoire

Le recours à l'analyse aberrométrique des yeux opérés de cataracte permet une quantification des distorsions optiques liées à l'ensemble des dioptres oculaires avec présence de l'implant intra-oculaire. En cas d'implant torique, cette analyse permet de déterminer l'astigmatisme résiduel total et, parfois, de guider un repositionnement de l'implant. En cas d'implantation multifocale, l'analyse aberrométrique peut être utilisée avec les implants de type réfractif mais cette analyse est plus limitée en cas d'utilisation d'implants de type diffractif.

Aberrométrie et implant torique

En cas d'implantation torique l'examen topoaberrométrique, en postopératoire, permet d'étudier le positionnement de l'implant torique vis-à-vis du dioptre cornéen antérieur, et valider l'intérêt d'un repositionnement en cas d'astigmatisme résiduel prononcé (figures 12.11, 12.12, 12.13 et 12.14).

Aberrométrie et implant multifocal

La mesure aberrométrique fournit une estimation objective des variations locales de la réfraction induites par les systèmes multifocaux réfractifs (figure 12.15). Elle ne permet toutefois pas d'étudier de manière exhaustive la qualité optique des

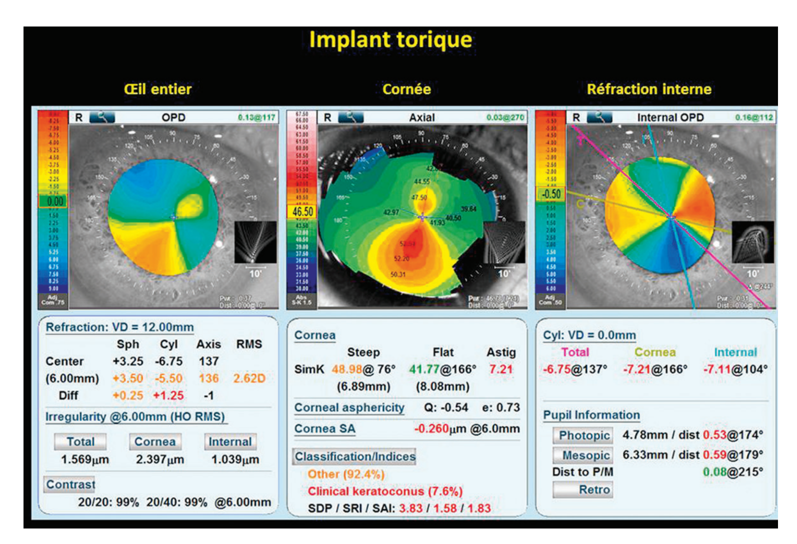


Figure 12.11. La réfraction totale objective mesurée par l'aberromètre est de +3,25 (– 6,75 × 135°), astigmatisme mixte.
L'astigmatisme cornéen est de + 7,21 × 75°, l'astigmatisme interne (induit par l'implant) est de + 6,95° × 15° (soit un cylindre négatif équivalent orienté à 105° : - 6,95 × 105°). Il existe a priori un écart de 30° entre les orientations de ces astigmatismes). Il en résulte un astigmatisme total (cornéen + interne) égal à + 6,75 × 135°. La cornée présente un astigmatisme asymétrique avec des valeurs kératométriques supérieures à la normale : ce motif est très évocateur de kératocône.

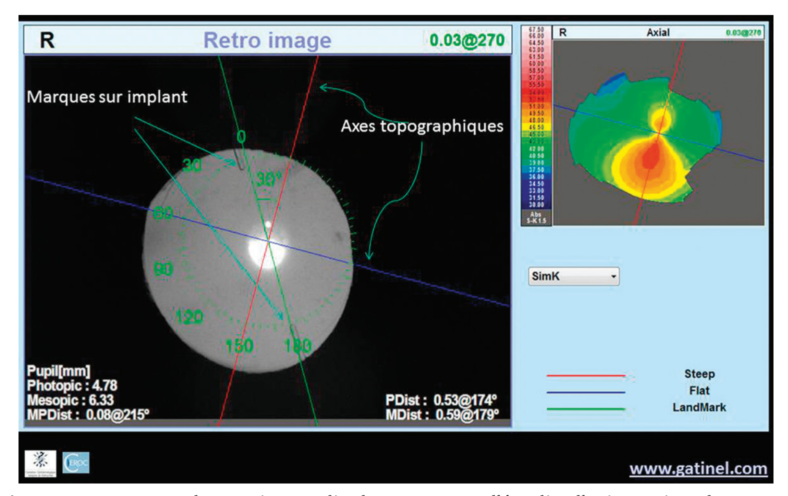


Figure 12.12. Le mode « toric IOL display » permet d'étudier l'orientation de l'implant torique vis-à-vis du cylindre cornéen. Dans cet exemple, un écart de 30° est effectivement mesuré.

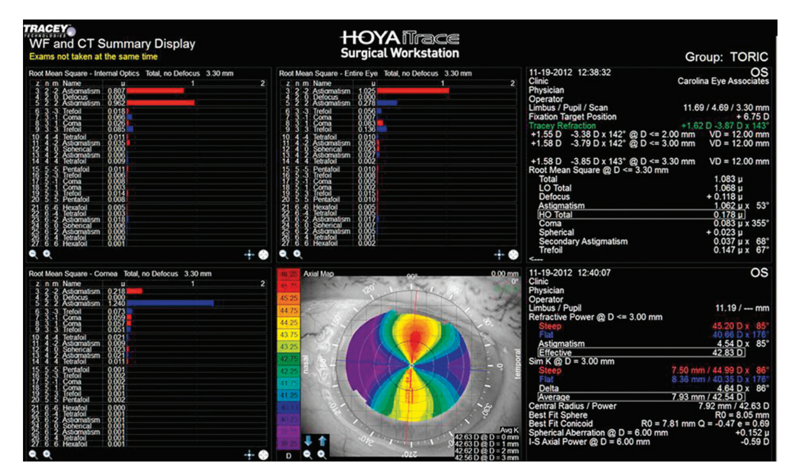


Figure 12.13. Mesure topoaberrométrique (iTrace, Tracey) réalisée après implantation d'un implant torique.
La mesure objective de la réfraction montre la persistance d'un astigmatisme mixte (*Tracey refraction*), dont la magnitude (3,87 D) est légèrement inférieure à celle de l'astigmatisme cornéen (4,54 D).

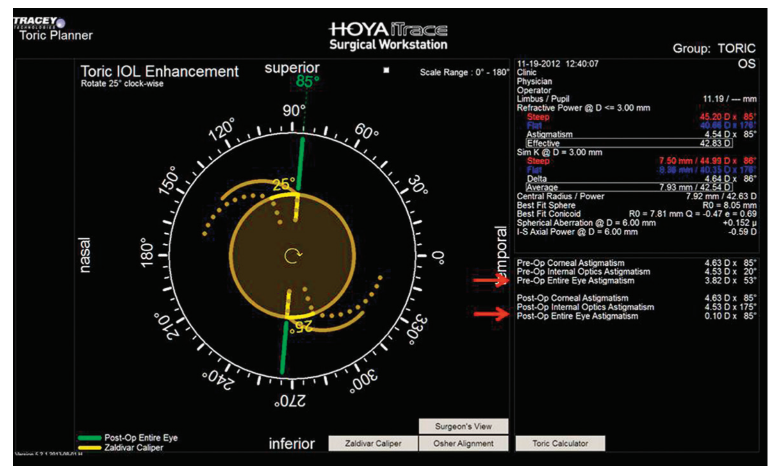


Figure 12.14. Le mode « Toric Planner » du topoaberromètre iTracey (Tracey) permet de simuler l'effet d'une rotation de l'implant torique, ce qui peut être utile en cas de persistance d'un astigmatisme prononcé lié à un alignement imparfait de l'implant avec le dôme cornéen.
Dans cet exemple où un astigmatisme prononcé persiste après implantation d'une lentille torique (voir figure 12.13), une rotation de 25 degré de l'implant permet de réduire l'astigmatisme de l'œil entier (mesuré à 3,82 D × 53° avant rotation, et prédit à 0,10 D × 85° après).

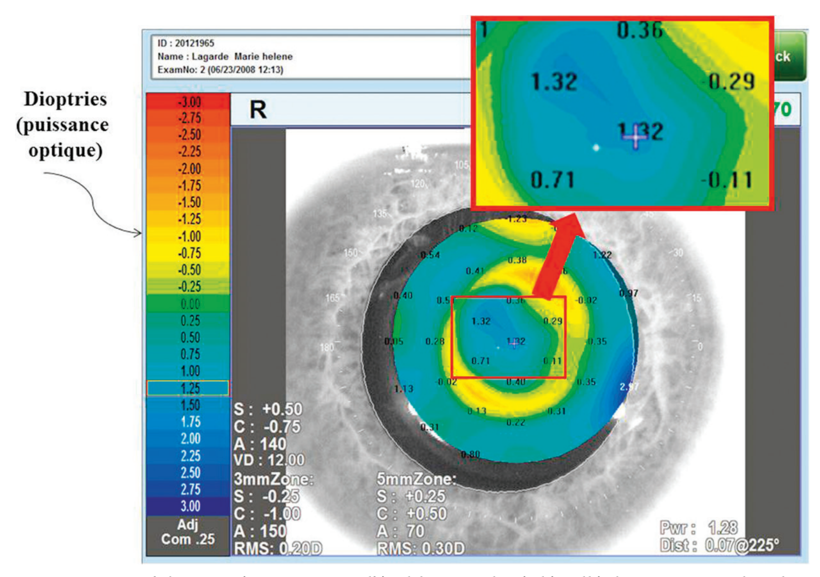


Figure 12.15. L'aberrométrie permet d'établir un relevé détaillé des variations locales de la réfraction (carte de réfraction dans la pupille), ce qui est particulièrement intéressant dans le contexte d'une implantation multifocale réfractive.
Cette carte a été obtenue dans l'œil droit d'une patiente opérée de chirurgie du cristallin clair à l'âge de 46 ans, avec pose d'un implant multifocal réfractif avec zones concentriques. Avec cet œil, la vision était jugée inconfortable par la patiente, ne lui permettant pas de lire confortablement sans lunette, et affectée d'un flou visuel de loin. Malgré une mesure objective de la réfraction à l'autoréfractomètre proche de l'emmétropie = +0,50 (−0,75 × 140°), l'étude précise de la réfraction au centre de la pupille révèle la présence d'un défocus hypermétropique, suggérant une insuffisance de la puissance nominale de l'implant multifocal réfractif posé.

yeux ayant reçu un implant diffractif. En effet, la lumière infrarouge utilisée pour l'examen aberrométrique est faiblement diffractée, et l'examen aberrométrique fournit des informations partielles, propres à la composante « monofocale » de l'implant diffractif [13].

Étude des symptômes visuels après implantation mono- et multifocale

Après opération de la cataracte, la survenue de phénomènes visuels indésirables peut avoir une origine optique ou rétinienne. Le recueil de l'examen topo-aberrométrique, et sa confrontation avec les données cliniques permet d'établir l'origine d'une diplopie monoculaire, d'une impression de flou visuel persistant, etc. (figures 12.16 à 12.23).

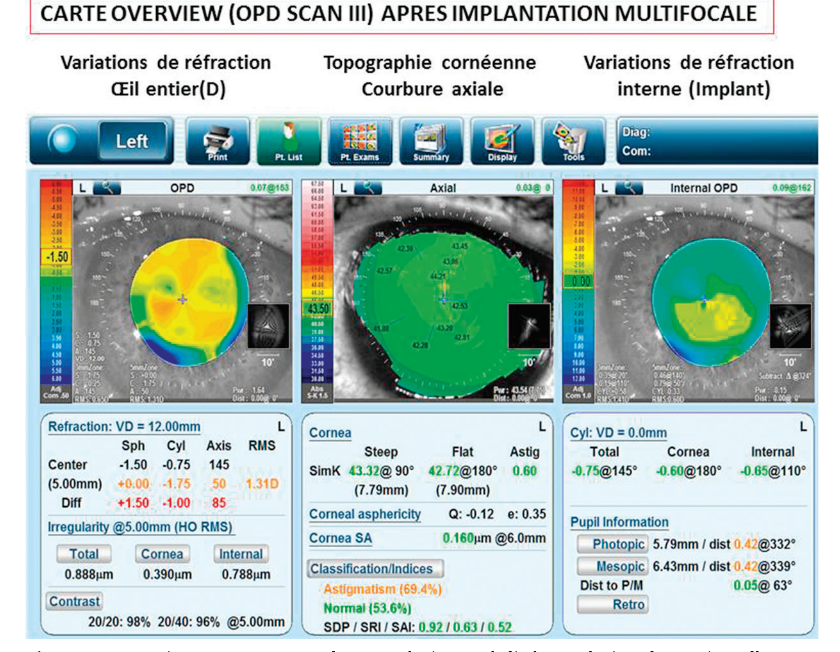


Figure 12.16. Figure carte topoaberrométrique réalisée après implantation d'un implant multifocal réfractif sectoriel asymétrique chez un patient se plaignant d'une sensation de vision dégradée, avec diplopie monoculaire.
La carte topographique en mode axial (au centre) semble normale, en dehors d'une légère cambrure supérieure. Pour le diamètre analysé de 5 mm, le taux RMS d'aberrations oculaires totales est élevé (0,888 µ) : il correspond à la contribution des aberrations d'origine cornéenne (0,390 µ) et internes (0,788 µ). La carte OPD (à gauche) souligne une variation de la vergence oculaire totale en « trilobe », alors que le calcul des variations de vergence liées aux dioptres internes (implant) souligne une augmentation de la vergence dans la moitié inférieure de la pupille, conformément au design optique asymétrique de l'implant, dont les zones d'addition (pour la vision intermédiaire et de près) sont situées dans sa moitié inférieure.

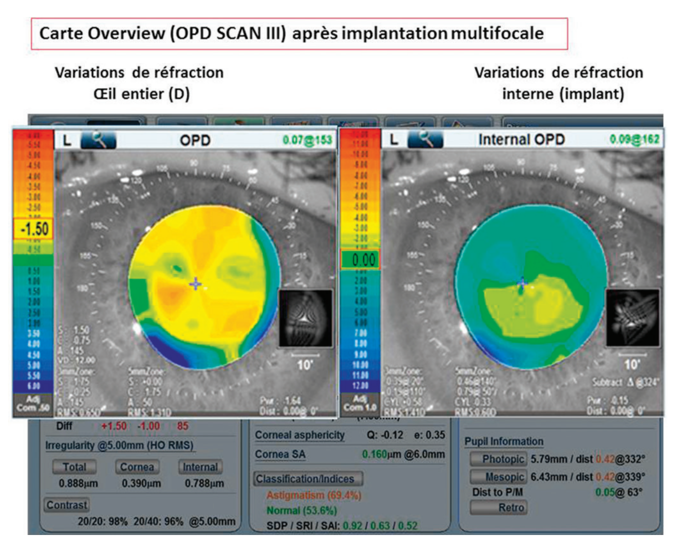


Figure 12.17. On note une discordance entre les fluctuations de la réfraction au sein de la pupille mesurées pour l'œil entier, et celles calculées pour l'implant multifocal réfractif sectoriel.

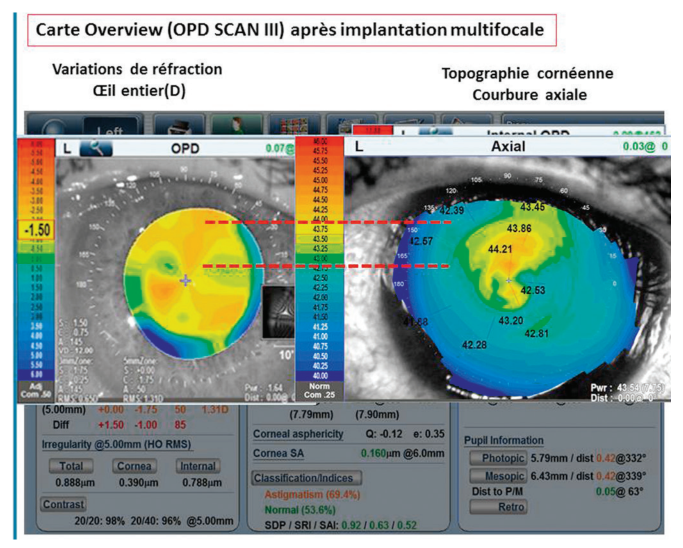


Figure 12.18. L'asymétrie de cambrure cornéenne est responsable d'un accroissement supplémentaire de la variation de la vergence dans la partie supérieure dans l'aire pupillaire (en sus de celle qu'induit l'implant multifocal).

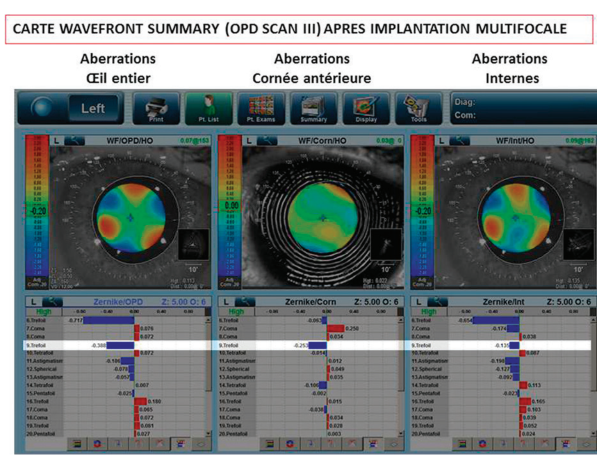


Figure 12.19. L'étude comparée des fronts d'onde cornéen et total, ainsi que le calcul du front d'onde interne, révèlent une élévation marquée des aberrations de haut degré de type trefoil.
Il est légitime de postuler que la qualité optique de la cornée ne permet pas à l'œil de tolérer une dégradation supplémentaire du stigmatisme induite par l'implant multifocal réfractif.

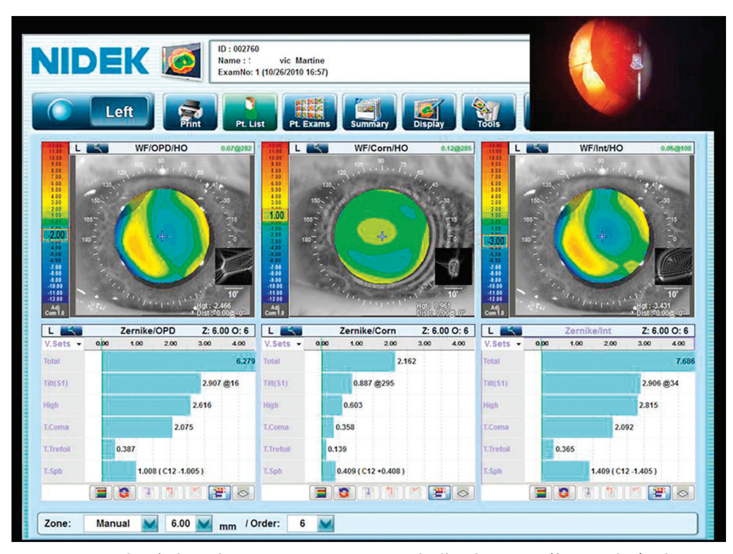


Figure 12.20. Relevé des aberrations optiques de l'œil entier (à gauche), de la cornée (au centre) et des dioptres internes (à droite) pour un œil gauche présentant une subluxation d'implant pseudophake monofocal.
L'élévation des aberrations optiques oculaires de haut degré de l'œil entier (Zernike/OPD) est induite majoritairement par les dioptres internes (l'implant) (Zernike/Int).



Figure 12.21. L'image rétinienne simulée par l'aberromètre (en haut) est calculée à partir de la répartition de l'intensité lumineuse sur la rétine d'un point objet source (PSF pour *Point Spread Function*).
La PSF est obtenue par un calcul mathématique (transformée de Fourier) à partir de la carte du front d'onde oculaire total (qui résulte de la prise en compte des aberrations optiques de l'œil entier). En bas, le dessin effectué à la main par la patiente est une représentation de sa perception visuelle des optotypes H, N et Z. On note une grande similitude entre le tracé prédit par l'aberromètre et celui effectué par la patiente ; les images fantômes sont perçues comme décalées préférentiellement en haut à droite.

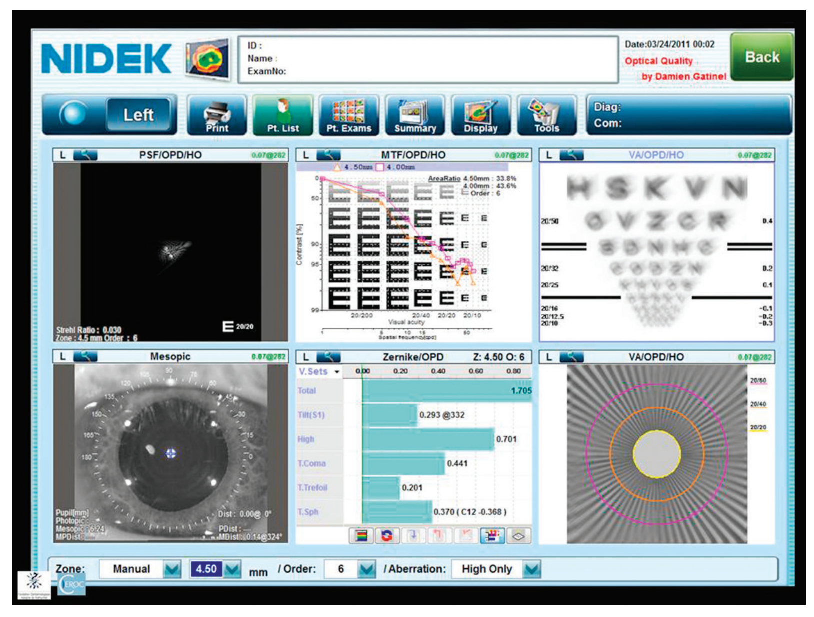


Figure 12.22. Le relevé des aberrations de haut degré sur un diamètre de pupille donné permet d'établir différentes métriques pour l'étude de la qualité optique de l'œil implanté (PSF, MTF, image rétinienne simulée par convolution, étoile de Siemens).

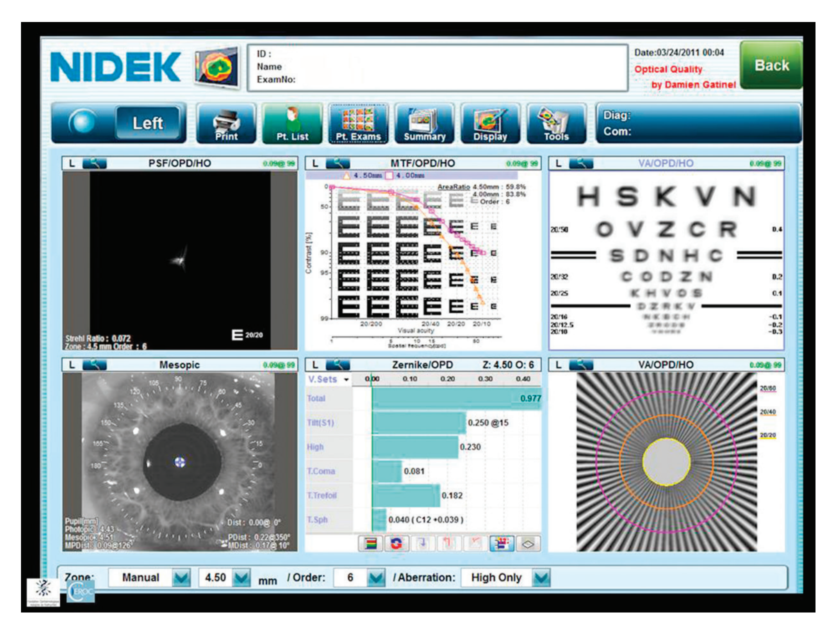


Figure 12.23. Ces cartes objectivent l'amélioration de la qualité optique de l'œil après recentrage et suture à la sclère de l'implant pseudophake initialement subluxé.

Conclusion

À mesure que se développent les enjeux réfractifs de la chirurgie de la cataracte, la topographie cornéenne revêt un rôle de plus en plus important. Dans un futur proche, il sera certainement possible de personnaliser l'implant de cristallin artificiel en fonction de la géométrie cornéenne et des caractéristiques biométriques de l'œil candidat à la chirurgie de la cataracte. La mesure topographique permettra de caractériser les propriétés optiques de la cornée et calculer une « géométrie idéale » pour l'implant. En attendant, le couplage de la topographie cornéenne avec la mesure aberrométrique de l'œil entier offre un vaste champ d'application en chirurgie de la cataracte.

Références

[1] Cabot F, Saad A, McAlinden C, Haddad NM, Grise-Dulac A, Gatinel D. Objective assessment of crystalline lens opacity level by measuring ocular light scattering with a double-pass system. Am J Ophthalmol 2013 ; 155 : 629–35.

[2] Saad A, Saab M, Gatinel D. Repeatability of measurements with a double-pass system. J Cataract Refract Surg 2010 ; 36 : 28–33.

[3] Won JB, Kim SW, Kim EK, Ha BJ, Kim TI. Comparison of internal and total optical aberrations for 2 aberrometers : iTrace and OPD scan. Korean J Ophthalmol 2008 ; 22 : 210–3.

[4] Prisant O, Hoang-Xuan T, Proano C, Hernandez E, Awad S, Azar DT. Vector summation of anterior and posterior corneal topographical astigmatism. J Cataract Refract Surg 2002 ; 28 : 1636–43.
[5] Oshika T, Tomidokoro A, Tsuji H. Regular and irregular refractive powers of the front and back surfaces of the cornea. Exp Eye Res 1998 ; 67 : 443–7.
[6] Dunne MCM, Royston JM, Barnes DA. Posterior corneal surface toricity and total corneal astigmatism. Optom Vis Sci 1991 ; 68 : 708–10.
[7] Dubbelman M, Sicam VADP, Van der Heijde GL. The shape of the anterior and posterior surface of the aging human cornea. Vision Res 2006 ; 46 : 993–1001.
[8] Keller PR, Collins MJ, Carney LD, Davis BA, Van Saarloos PP. The relation between corneal and total astigmatism. Optom Vis Sci 1996 ; 73 : 86–91.
[9] Grosvenor T, Quintero S, Perrigin DM. Predicting refractive astigmatism : a suggested simplication of Javal's rule. Am J Optom Physiol Opt 1988 ; 65 : 292–7.
[10] Koch DD, Jenkins RB, Weikert MP, Yeu E, Wang L. Correcting astigmatism with toric intraocular lenses : Effect of posterior corneal astigmatism. J Cataract Refract Surg 2013 ; 39 : 1803–9.
[11] Azar DT, Strauss L. Principles of applied clinical optics. In : Albert DE, Jakobeic FA, Robinson NL, editors. Principles and Practice of Ophthalmology, Clinical Practice. Philadelphia : WB Saunders Company ; 1994. p. 3612.
[12] Toto L, Vecchiarino L, D'Ugo E, Cardone D, Mastropasqua A, Mastropasqua R, et al. Astigmatism correction with toric IOL : analysis of visual performance, position, and wavefront error. J Refract Surg 2013 ; 29 : 476–83.
[13] Gatinel D. Optical performance of monofocal versus multifocal intraocular lenses. J Cataract Refract Surg 2008 ; 34 : 1817–8.

CHAPITRE 13

Imagerie de l'angle irido-cornéen

M. Puech, A. El Maftouhi

Points forts

- L'examen par OCT de l'angle irido-cornéen se fait en très haute résolution.
- Les images par UBM permettent une visualisation de toutes les composantes de l'angle irido-cornéen et notamment des structures irido-ciliaires.
- Les images en coupe de tout le segment antérieur permettent une approche quantitative de la profondeur de chambre antérieure, de l'ouverture de l'angle et de la flèche cristallinienne.
- Les indications et le suivi des traitements, par laser ou chirurgie, des différents types de glaucome peuvent bénéficier de l'analyse en coupe de l'angle irido-cornéen avec très bonne mise en évidence des mécanismes de mauvais fonctionnement des techniques thérapeutiques choisies.

Limites

- Les images en coupe par OCT ou UBM ne donnent pas une visualisation globale de l'angle et de sa coloration comme peut le faire la gonioscopie qui constitue le bilan de référence.
- Les OCT de rétine ont une très bonne résolution mais une fenêtre de visualisation insuffisante pour observer tout le segment antérieur.
- Les OCT ont une pénétration insuffisante pour analyser les structures irido-ciliaires les plus pigmentées et ne permettent le diagnostic d'iris plateau ou de tumeurs ciliaires que sur les yeux clairs alors que l'UBM n'est pas limité.

Introduction

L'imagerie de l'angle irido-cornéen se développe à partir de différentes technologies, incluant l'imagerie par ultrason, par OCT ou par Scheimpflug caméra.
Chacune de ces technologies présente des spécificités utilisables pour l'imagerie de l'angle irido-cornéen, avec souvent une complémentarité des informations.
Tous ces systèmes d'exploration produisent des images en coupe de l'angle irido-cornéen, venant en complément de l'examen gonioscopique.
La visualisation en coupe de l'angle irido-cornéen permet d'apprécier les relations anatomiques entre la cornée, l'éperon scléral qui représente un repère stable, le fond de l'angle, la forme de l'iris, la position et le volume des procès ciliaires ainsi que le cristallin.
Les principales indications de l'imagerie en coupe de l'angle irido-cornéen sont représentées par la surveillance des pieds d'implant de chambre antérieure ou postérieure, la surveillance des lésions tumorales de l'iris ou du corps ciliaire et surtout l'analyse de l'angle irido-cornéen dans le cadre du glaucome avec deux situations différentes : l'imagerie de l'angle pour apprécier un risque de glaucome par fermeture de l'angle et l'imagerie de l'angle après traitement soit par laser YAG soit par chirurgie filtrante.

Différentes technologiques d'exploration de l'angle

Les systèmes basés sur l'analyse par Scheimpflug caméra

Ces appareils sont basés sur des prises de photographies du segment antérieur, avec un objectif photographique en rotation pour reconstruire tout le segment antérieur à partir de coupes se croisant au niveau de l'apex cornéen. La largeur de coupe et la profondeur de champ permettent d'obtenir des images du segment antérieur allant d'angle à angle et incluant le cristallin. Ces systèmes permettent une très bonne approche de la cornée avec possibilité d'obtenir des topographies de rayon de courbure de la face antérieure et de la face postérieure de la cornée, avec des topographies d'élévation et des cartographies pachymétriques très utiles en chirurgie réfractive (figure 13.1).
L'utilisation de ces appareils comme le Pentacam™ (Oculus) ou Galilei™ (Ziemer) pour l'analyse du segment antérieur apporte une vision d'ensemble de l'anatomie du segment antérieur avec une très bonne visualisation de la profondeur de la chambre antérieure, de la forme et de la dynamique de l'iris mais aussi avec la possibilité de réaliser une densitométrie de la réflectivité du cristallin donnant ainsi une valeur objective de l'évolution de la cataracte (figure 13.2).
L'analyse de l'angle irido-cornéen est possible, mais souvent limitée par des artéfacts de réflexion de l'image photographique sur la sclère qui provoque une saturation de l'image au niveau de l'angle irido-cornéen, limitant la visualisation de l'éperon scléral et du fond de l'angle (figure 13.3).

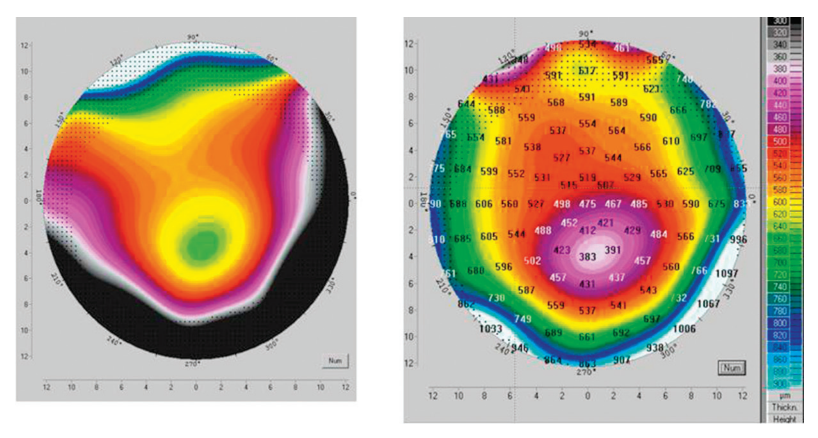


Figure 13.1. Deux exemples d'analyse cornéenne par Pentacam™ (Oculus) avec kératocone soit par cartographie d'élévation de la face postérieure (à gauche), soit par cartographie pachymétrique (à droite) avec amincissement en inférieur correspondant à la zone d'élévation postérieure.

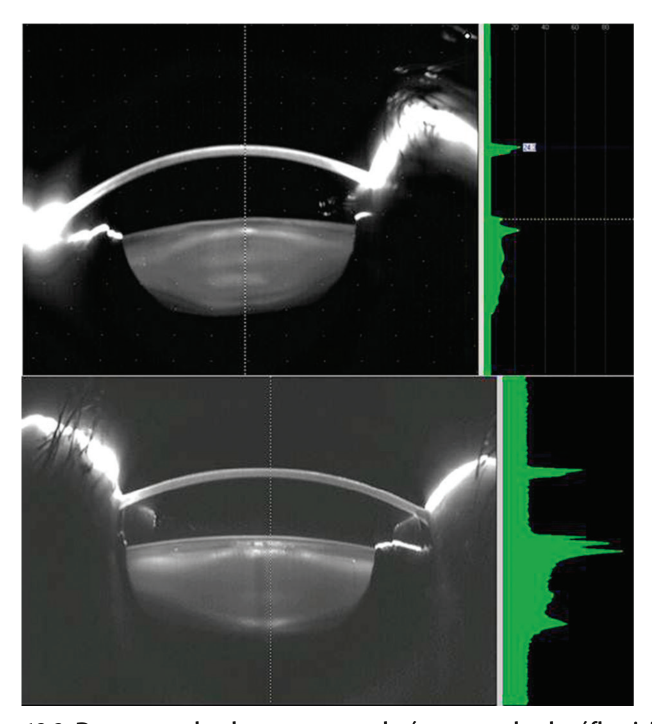


Figure 13.2. Deux exemples de cataracte analysés par courbe de réflectivité du Pentacam™ (Oculus) : en haut : opacités assez homogènes du cristallin ; en bas : aspect irrégulier avec des opacités sous-capsulaires antérieures et postérieures.

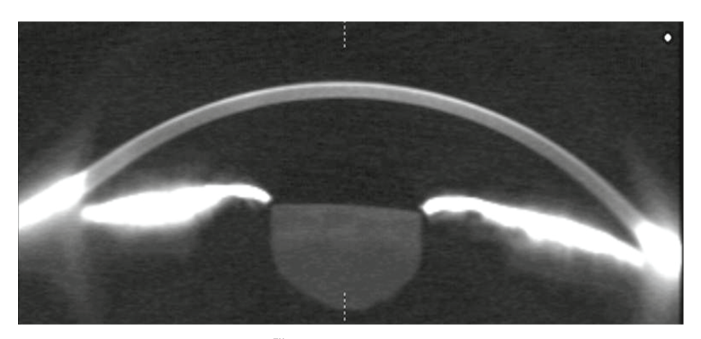


Figure 13.3. Limites du Pentacam™ pour observer l'angle avec l'importante réflectivité de la sclère et de l'iris.

Analyse de l'angle par OCT

L'exploration de l'angle irido-cornéen par OCT peut se faire en utilisant deux types d'appareils OCT.

OCT de segment postérieur, focalisés sur le segment antérieur

Il s'agit des premières approches réalisées par OCT sur la cornée ou l'angle irido-cornéen avec des premières publications d'utilisation de l'OCT3 (Zeiss) (figure 13.4) [1] focalisé sur le segment antérieur. L'arrivée de la génération d'OCT utilisant le domaine spectral a permis de focaliser ces appareils soit sur la rétine, soit sur la cornée ou le segment antérieur.

L'avantage des OCT en domaine spectral est de produire une très haute résolution des images avec une qualité d'observation de la cornée ou de l'angle permettant la visualisation de très petits détails (figure 13.5).

La limite de ces systèmes est représentée par la fenêtre d'exploration, dont la profondeur est adaptée à l'analyse de la rétine, mais ne permet pas d'obtenir une image de la cornée et du cristallin sur une seule coupe.

La longueur des scans peut permettre des coupes d'angle à angle, mais la reconstruction de l'image n'est pas paramétrée pour le segment antérieur. L'autre élément limitant est représenté par la longueur d'onde des appareils de rétine, souvent située aux alentours de 850 nanomètres, très adaptée à la visualisation de la rétine avec une pénétration à travers tout le globe oculaire.

Cette longueur d'onde est pénalisante pour la traversée des pigments iriens, et la limite d'exploration de l'angle irido-cornéen est représentée par la face postérieure de l'iris qui rend difficile l'observation des procès ciliaires par les appareils OCT de rétine (figure 13.5).

Cependant, l'évolution des OCT avec le mode EDI (*Enhenced Depth Imaging*) destinés à mieux visualiser la choroïde laisse présager une meilleure visualisation des structures en arrière de l'iris pour les futures générations d'appareils.

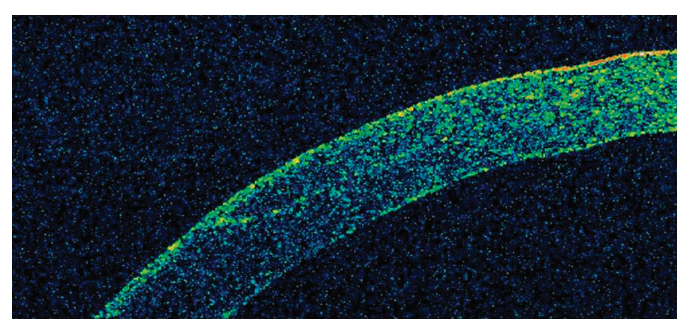


Figure 13.4. Exemple de premiers essais d'imagerie de la cornée en OCT rétinien focalisé sur le segment antérieur : OCT3 (Zeiss) pour analyse d'une découpe de LASIK par microkératome : la porte d'entrée est bien visible.

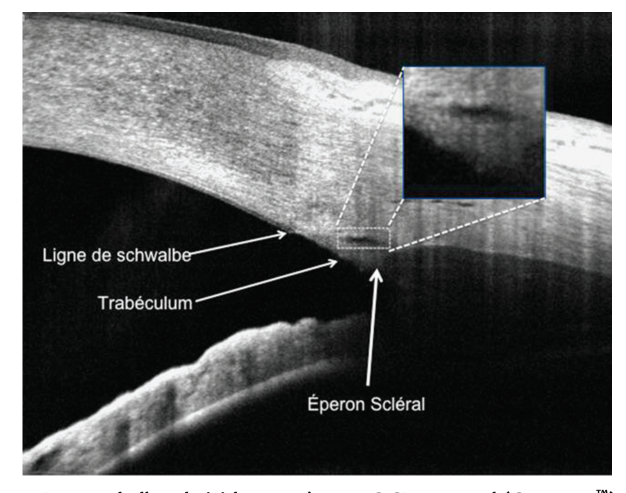


Figure 13.5. Aspect de l'angle irido-cornéen en OCT spectral (Optovue™) avec identification de l'éperon scléral et visualisation du canal de Schlem.
À noter l'absence de visualisation du corps ciliaire par absorption du signal.
(Image Adil El Maftouhi.)

Appareils OCT destinés au segment antérieur

Quelques appareils ont été fabriqués pour visualiser tout le segment antérieur comme l'OCT Visante™ (Zeiss) (figure 13.6) ou de génération plus récente basée sur le principe de l'OCT Swept source comme le système Casia™ (Tomey) qui permet une reconstruction du segment antérieur en trois dimensions (figure 13.7).

L'avantage des appareils OCT destinés à l'analyse du segment antérieur est d'obtenir une image en coupe de tout le segment antérieur englobant un scan d'angle à angle et une profondeur de champ permettant d'observer la cornée et la partie antérieure du cristallin.



Figure 13.6. Image de tout le segment antérieur par OCT Visante™ (Zeiss) avec une fenêtre de visualisation assez large permettant de prendre les mesures de profondeur de chambre antérieure et d'angle à angle.

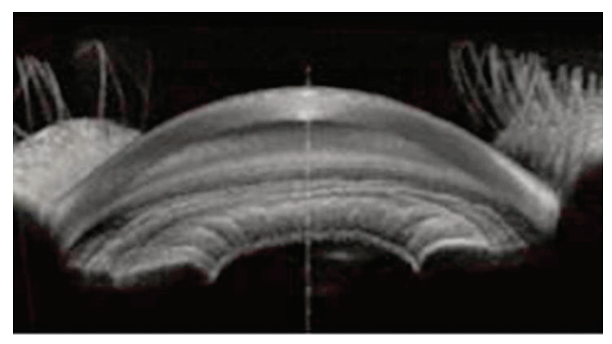


Figure 13.7. Aspect du segment antérieur en imagerie 3D par l'appareil Casia™ (Tomey) utilisant la technologie swept source.

Grâce à ces coupes complètes du segment antérieur, l'utilisation de différentes mesures permet de quantifier l'anatomie du segment antérieur avec possibilité de mesurer l'épaisseur de la cornée, la profondeur de chambre antérieure, la distance d'angle à angle et la flèche cristallinienne.

La focalisation de ces appareils sur l'angle irido-cornéen permet aussi d'apprécier l'ouverture de l'angle irido-cornéen et sa dynamique en fonction des stimuli lumineux ou d'accommodation.

La valeur de la flèche cristallinienne (figure 13.8), déterminée par la position de la face antérieure du cristallin par rapport à la droite qui relie les deux angles irido-

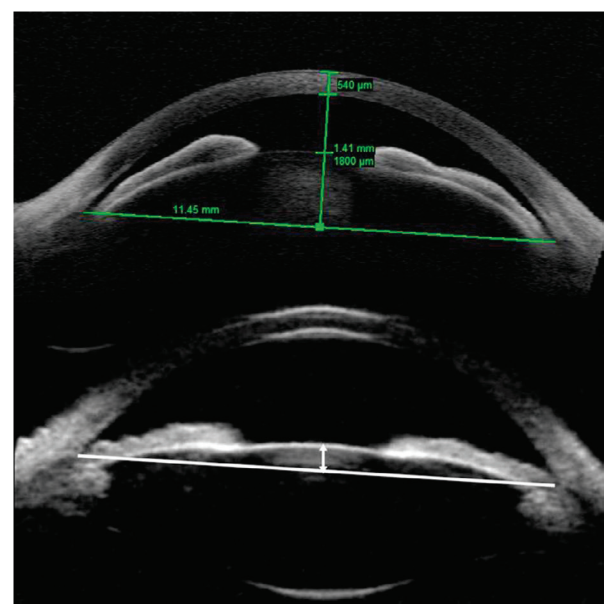


Figure 13.8. Mesure de la flèche cristallinienne par OCT Visante™ (Zeiss) en haut : distance entre la droite qui relie les deux angles et la face antérieure du cristallin mesuré à 1 800 microns représentant une flèche très élevée.
Cette mesure peut aussi être obtenue par UBM (cliché du bas) avec une valeur plus réduite restant dans les limites de la normale (< 600 microns).

cornéens, est un élément à prendre en considération en cas d'implantation phake avec un risque élevé d'ovalisation pupillaire ou d'effet sandwich pour les implants de chambre antérieure et, en cas de glaucome, cette flèche cristallinienne peut être un indicateur important sur le rôle du cristallin dans le risque de fermeture de l'angle.

L'avantage de ces appareils est aussi lié à leur longueur d'onde qui est plus élevée que les appareils destinés à la rétine en utilisant des longueurs d'onde dépassant le 1 000 nanomètres pour une meilleure traversée des tissus pigmentés.

Cette pénétration permet de deviner les procès ciliaires à travers la racine de l'iris, mais à condition que la pigmentation irienne soit limitée : l'observation d'une position antérieure des procès ciliaires est possible en cas d'iris clair (figure 13.9), mais en cas d'iris très pigmenté, cette observation est très limitée voire impossible.

Appareils par ultrasons

L'utilisation d'appareils échographiques pour observer le segment antérieur a été décrite par Charles Pavlin [2] au début des années 1990, avec l'avènement de la technologie UBM (*Ultrasound Biomicroscopy*). Cette technique d'imagerie de

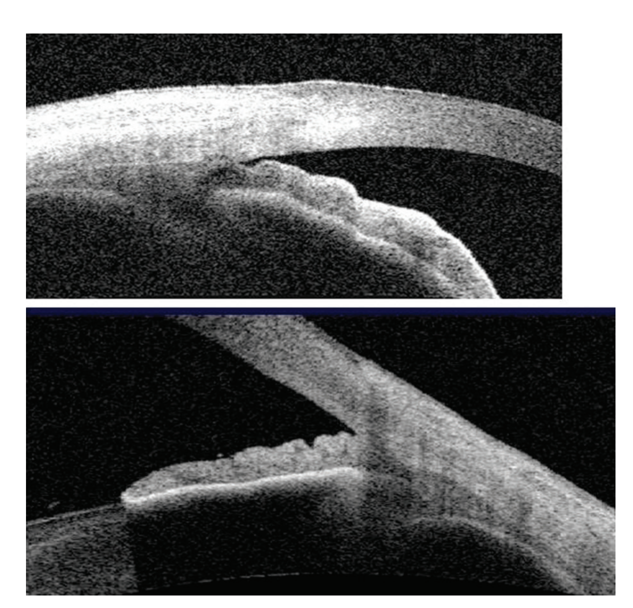


Figure 13.9. Analyse de l'angle par OCT Visante™ (Zeiss) avec position antérieure des procès ciliaires mal visualisé sur un iris sombre (cliché du haut) et mieux visualisé sur un iris clair (cliché du bas).

très haute fréquence utilisant des sondes de fréquence supérieure à 20 MHz, allant jusqu'à 50 MHz, permet d'effectuer un très fort grossissement de l'angle : pour mémoire, les appareils d'échographie classiques utilisés pour l'exploration du fond d'œil, utilisent des sondes de 10 MHz.
L'avantage des appareils UBM actuels est de fournir soit une image de tout le segment antérieur, soit une image focalisée sur un angle irido-cornéen avec un effet zoom très utile pour l'analyse du comportement de l'angle dans les différentes situations d'éclairage (figure 13.10).
L'avantage essentiel du mode UBM par rapport aux autres systèmes est l'absence de limite de pénétration des ultrasons qui traversent l'iris et le corps ciliaires avec une très bonne visualisation des tissus, même les plus pigmentés, comme en cas de mélanome du corps ciliaire.
Les images en coupe de tout le segment antérieur permettent, comme avec les OCT, de mesurer la profondeur de chambre antérieure, la flèche cristallinienne et les distances d'angle à angle avec un avantage aux appareils ultrasonores pour mesurer la distance de sulcus à sulcus en cas d'implantation phake de chambre postérieure (figure 13.11).
Lorsque les coupes UBM sont focalisées sur l'angle irido-cornéen, la visualisation de la position du corps ciliaire permet d'identifier clairement la position et le volume des procès ciliaires, de façon à détecter par exemple un mécanisme d'iris plateau ou une tumeur ciliaire.

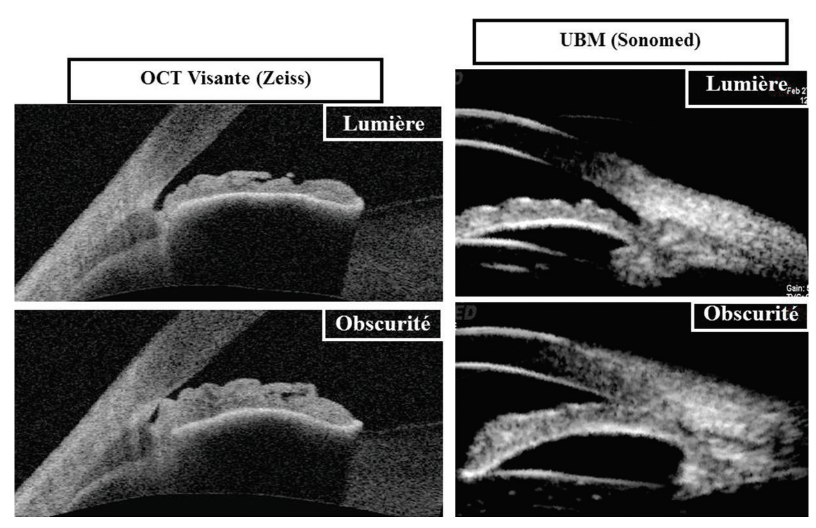


Figure 13.10. Test dynamique de fermeture de l'angle en OCT Visante™ (à droite) et UBM (à gauche).
L'angle étroit mais ouvert, en ambiance photopique (en haut), se ferme en ambiance scotopique (en bas) par simple obtention d'une mydriase physiologique.

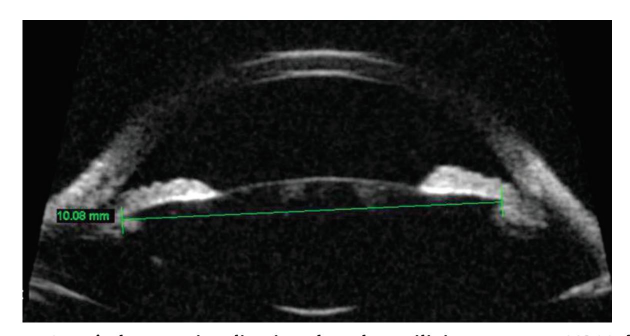


Figure 13.11. La très bonne visualisation du sulcus ciliaire en coupe UBM de tout le segment antérieur permet de mesurer la distance de sulcus à sulcus de façon plus précise que l'approximation tirée de la distance de blanc à blanc : cette valeur est très utile en cas d'utilisation d'implants phakes de chambre postérieure qui doivent être correctement dimensionnés.

Analyse de l'angle irido-cornéen en coupe et risque de fermeture de l'angle

L'analyse de l'angle irido-cornéen en coupe se fait par rapport à différents repères anatomiques dont le plus stable est représenté par l'éperon scléral.

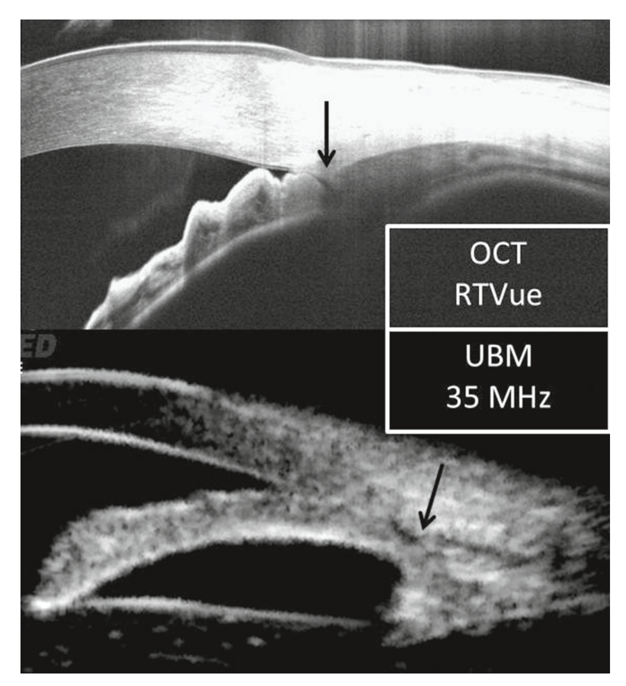


Figure 13.12. Identification de l'éperon scléral par OCT spectral (Optovue™) en haut et par UBM (Sonomed™) en bas.

Cet éperon scléral est visualisable sur les coupes OCT ou en UBM, par un léger relief situé à la jonction entre la face postérieure de la cornée et la sclère (figure 13.12). Ce repère anatomique reste fixe quelles que soient les conditions de dilatation pupillaire ou d'accommodation.

Depuis les premières publications de Charles Pavlin, cet éperon scléral est pris comme repère pour différentes mesures de l'ouverture de l'angle irido-cornéen [3].

Mesures d'ouverture de l'angle

La mesure de l'angle irido-cornéen a été proposée par Charles Pavlin en traçant une droite tangentielle à la face postérieure de la cornée, partant de l'éperon scléral et mesurant 500 microns ou 750 microns. À partir de ces deux points, sont tracées des droites perpendiculaires venant rejoindre la face antérieure de l'iris et mesurant ainsi l'ouverture de l'angle à 500 microns de l'éperon scléral ou à 750 microns de l'éperon scléral. Ces mesures ont été reprises par les appareils OCT, qui permettent aussi de mesurer la surface de l'angle en incluant la partie de l'angle comprise jusqu'au fond de l'angle ou en s'arrêtant à l'éperon scléral.

Ces dénominations sont appelées AOD 500 (Angle Opening Distance) ou AOD 750 pour la profondeur de chambre antérieure à 500 ou 750 microns (figure 13.13),

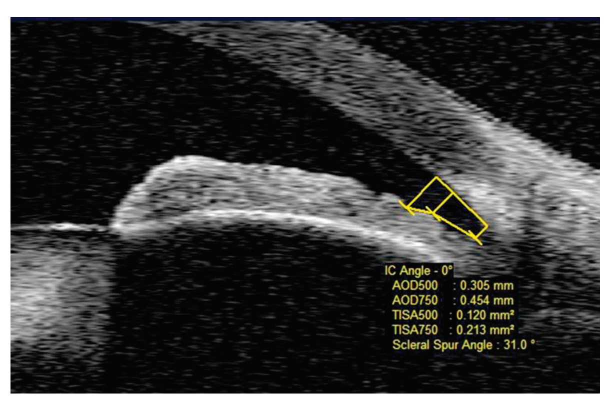


Figure 13.13. Mesure en OCT Visante™ de la profondeur de la chambre antérieure en périphérie avec les mesures basées sur l'éperon scléral et la distance de 500 et 750 microns par rapport à l'éperon pour déterminer les mesures d'AOD et TISA.

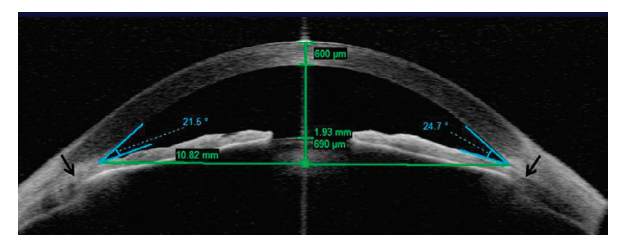


Figure 13.14. Mesure d'ouverture angulaire de l'angle irido-cornéen qui apparaît ici supérieur à 20 degrés mais avec une erreur de positionnement du sommet de l'angle. Ce repère doit être placé au fond de l'angle repéré par l'éperon scléral. Dans ce cas, l'angle est fermé avec un éperon scléral plus postérieur (flèche).

TISA 500 (Trabecular Iris Space Area) et TISA 750 pour l'aire de l'angle irido-cornéen et ARA 500 (Angle Recess area) et ARA 750 pour l'aire incluant le fond de l'angle. Ces différentes valeurs numériques permettent de quantifier l'ouverture de l'angle, par visualisation de l'humeur aqueuse comprise entre la cornée et l'iris.

Il est cependant à noter que lorsque l'angle est très étroit voire fermé, ces valeurs sont soit nulles soit très faibles et ne permettent pas une surveillance évolutive. La variabilité de ces mesures en fonction, du méridien observé et, en fonction de l'état de dilatation pupillaire, donne à ces mesures un caractère indicatif mais faiblement reproductible.

Une autre mesure algébrique peut être utilisée pour quantifier le risque de fermeture de l'angle ; il s'agit de l'ouverture angulaire à partir du fond de l'angle avec deux segments de droites l'un tangentiel à la face postérieure de la cornée, l'autre tangentiel à la face antérieure de l'iris avec les mêmes limitations de reproductibilité liées à l'état de la pupille. Cependant, une ouverture angulaire inférieure à 15 ou 20 degrés fait évoquer un risque évolutif vers une fermeture de l'angle (figure 13.14).

Analyse dynamique de l'angle irido-cornéen

Charles Pavlin a proposé une étude dynamique en UBM de l'angle iriodo-cornéen en comparant l'ouverture de l'angle dans une ambiance photopique, et l'ouverture de l'angle en dilatation physiologique, par création de l'obscurité dans la pièce d'examen. Ce test permet d'identifier l'apparition d'un contact irido-cornéen venant fermer l'angle en condition de dilatation pupillaire. Cette méthode peut être réalisée soit par UBM, soit par OCT sur différents méridiens.

Analyse des procès ciliaires

L'analyse de l'anatomie des procès ciliaires est riche d'enseignement pour, notamment, détecter le risque de glaucome par mécanisme d'iris plateau.

Il existe une importante variabilité de la position des procès ciliaires et de leur volume.

L'éperon scléral représente un repère utile pour juger de la position antérieure des procès ciliaires. De façon habituelle, le volume du corps ciliaire est situé principalement en arrière de l'éperon scléral [4].

Le débordement antérieur des procès ciliaires représente un des premiers éléments du mécanisme d'iris plateau.

Ce mécanisme d'iris plateau est déterminé par un aspect d'angle fermé avec position antérieure des procès ciliaires et absence de sulcus ciliaire (figure 13.15).

La situation la plus caractéristique du risque de fermeture de l'angle par mécanisme d'iris plateau est retrouvée en ambiance scotopique, avec mise en évidence du mécanisme de bascule des procès ciliaires venant repousser la racine de l'iris vers la cornée et entraînant la fermeture de l'angle.

Entre un angle normal et un mécanisme d'iris plateau complet, les variations anatomiques sont importantes, avec parfois une simple position antérieure des procès ciliaires, mais avec un sulcus ciliaire visible.

Facteur irien de fermeture de l'angle

La forme et l'insertion de l'iris sont aussi des éléments importants à analyser avec la possibilité d'un bombement de l'iris vers l'avant témoignant d'un effet de blocage pupillaire avec majoration de pression dans la chambre postérieure [5] (figure 13.16).

L'épaisseur de l'iris est aussi un des critères de risque de fermeture de l'angle ainsi que l'insertion antérieure de la racine de l'iris qui peut être identifiée indépendamment d'un mécanisme d'iris plateau.

L'importance de cette analyse par les images en coupe de l'angle irido-cornéen reflète la possibilité d'anticipation du risque de glaucome par fermeture de l'angle avec ses différents mécanismes plus ou moins associés.

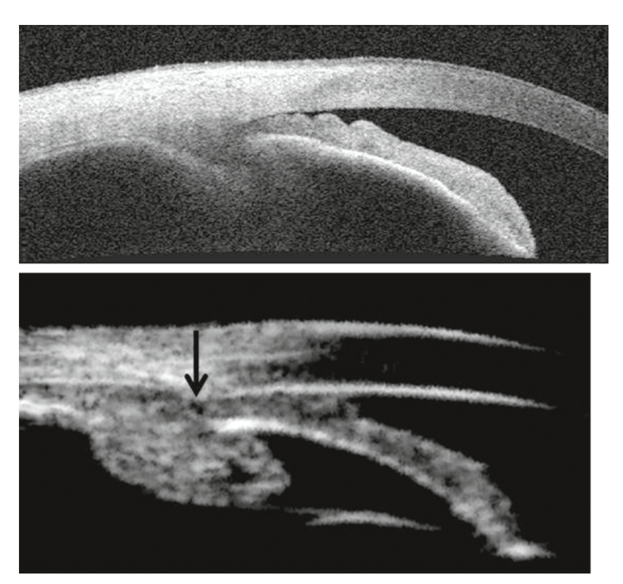


Figure 13.15. Aspect de mécanisme d'iris plateau avec position antérieure des procès ciliaires par rapport à l'éperon scléral (flèche) associée à la fermeture de l'angle et à l'absence de sulcus ciliaire.
Cet aspect est deviné en haut sur le cliché en OCT et clairement visualisé en bas sur le cliché en UBM.

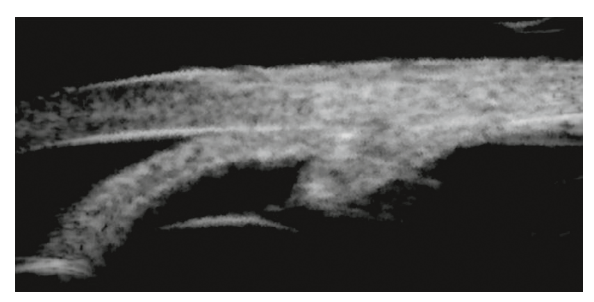


Figure 13.16. Aspect en UBM d'un angle étroit avec fermeture de l'angle en mydriase physiologique par blocage pupillaire et majoration de la convexité irienne vers l'avant témoignant d'une pression plus élevée en chambre postérieure.

L'intérêt d'une imagerie précoce sera de guider les décisions thérapeutiques.
Une autre approche de l'imagerie se fait lorsqu'un traitement d'angle irido-cornéen étroit a été réalisé avec une réponse insuffisante quant à la réouverture de l'angle : dans cette situation, l'imagerie de l'angle permettra d'identifier la cause de la mauvaise réponse physiopathologique.

Analyse de l'angle irido-cornéen après traitement par laser

Le traitement préventif et curatif du glaucome par fermeture de l'angle repose, le plus souvent, sur la réalisation d'une iridotomie périphérique au laser YAG. Ce geste thérapeutique permet de supprimer la composante de blocage pupillaire en redonnant un aspect plus rectiligne à l'iris et en réouvrant l'angle irido-cornéen (figure 13.17).

L'imagerie actuelle par UBM et OCT avec mise en évidence des situations à risque de fermeture de l'angle permet de guider les indications et d'identifier les situations où le traitement par iridotomie périphérique pourrait être insuffisant comme en cas d'iris plateau, d'insertion antérieure de l'iris ou de polykystose irido-ciliaire.

L'exploration par UBM est, dans ces situations, supérieure à l'analyse par OCT [6, 7].

Dans les cas de polykystose irido-ciliaire, il est possible d'identifier les secteurs, qui ne sont pas intéressés par les kystes de façon à positionner l'iridotomie périphérique en dehors d'un kyste (figure 13.18).

En cas de mécanisme d'iris plateau, l'importance de la bascule ciliaire en avant de l'éperon scléral permettra d'apprécier le risque d'échec de l'iridotomie périphérique.

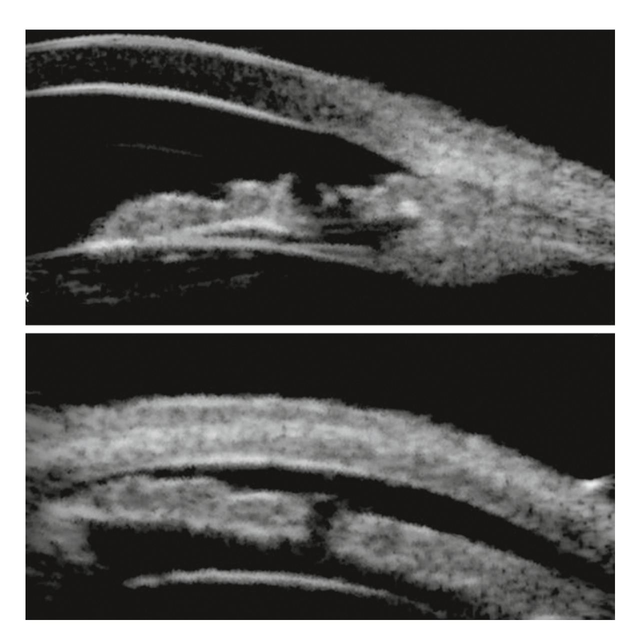


Figure 13.17. Aspect en UBM d'une iridotomie transfixiante ayant permis de réouvrir l'angle.

Coupe méridienne en haut et coupe transverse en bas témoignant de la bonne perméabilité de l'orifice irien créé par le laser.

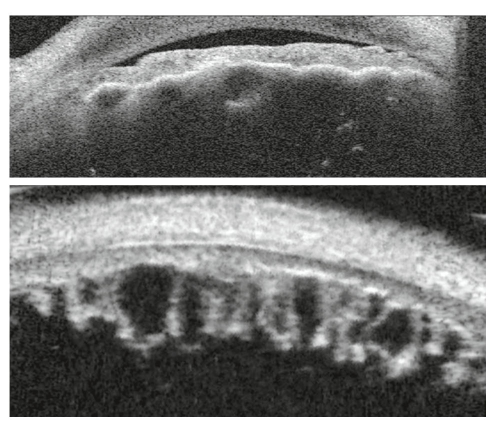


Figure 13.18. Polykystose irido-ciliaire avec relief assez marqué de l'iris qui est repoussé par les kystes liquidiens.
Cet aspect est deviné par OCT en haut et confirmé par UBM en bas.



Figure 13.19. Aspect d'amincissement de la racine de l'iris en regard d'un impact d'iridoplastie destinée à réouvrir l'angle devant un mécanisme d'iris plateau traité par iridotomie périphérique. Le fond de l'angle semble cependant encore assez étroit.

Il est possible d'identifier des bascules très marquées avec un muscle ciliaire volumineux, poussant à un traitement par iridotomie périphérique dans un premier temps, mais pouvant être complété par une iridoplastie (figure 13.19) ou un traitement par ablation de cristallin ou chirurgie filtrante dans certains cas.
La situation d'insertion antérieure de la racine de l'iris (figure 13.20) pourra pousser à une surveillance évolutive après iridotomie, car l'angle irido-cornéen n'aura pas de réelle tendance à se réouvrir après traitement faisant ainsi soupçonner les autres diagnostics différentiels. Il sera important d'analyser, dans cette situation, les autres éléments de risque : épaisseur de la racine de l'iris, composante de blocage pupillaire, facteur cristallinien…

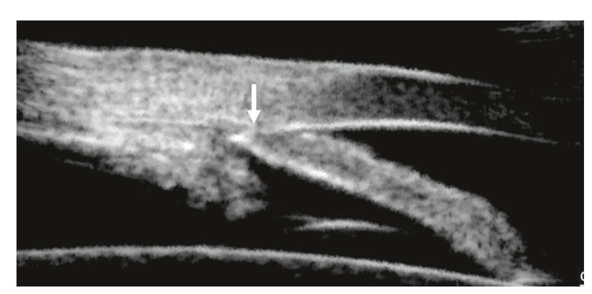


Figure 13.20. Insertion antérieure de la racine de l'iris qui se situe de façon très proche de l'éperon scléral (flèche) sans mécanisme d'iris plateau (le sulcus ciliaire est présent).

Apport de l'imagerie de l'angle après chirurgie filtrante

L'imagerie de l'angle irido-cornéen par OCT et UBM a permis de décrire l'analyse fonctionnelle des bulles de filtration.

La chirurgie, par sclérectomie profonde ou par trabéculectomie, entraîne une bulle conjonctivale de filtration dont la qualité fonctionnelle peut être visualisée sur les images en coupe.

Un aspect fonctionnel d'une bulle conjonctivale est représenté par une conjonctive épaissie, fonctionnant comme une éponge pour l'humeur aqueuse (figure 13.21).

Lorsque cette bulle conjonctivale est atrophique ou fibrosée, il peut se produire une bulle conjonctivale volumineuse, mais peu fonctionnelle.

L'intérêt de l'imagerie se retrouve aussi dans l'analyse du mécanisme de mauvais fonctionnement avec possibilité de visualiser la chambre de décompression, le volet scléral et parfois une adhérence avec affaissement de ce volet scléral sur le site de chirurgie ne permettant pas un passage de l'humeur aqueuse vers la conjonctive.

Le feuillet trabéculaire laissé en place par la chirurgie de sclérectomie profonde peut être visualisé, et un geste complémentaire pour l'ouverture de ce feuillet trabéculaire est parfois proposé de façon à optimiser la baisse pressionnelle (figure 13.22).

Les chirurgies filtrantes sont parfois complétées par des dispositifs insérés sur le site de l'intervention comme les éponges de collagène, les systèmes de filtration par T-flux ou les valves de Molteno (figure 13.23).

La tolérance de ces différents matériaux peut être observée en OCT et en UBM.

L'analyse de la position des procès ciliaires et de leur volume peut être aussi réalisée dans le cadre de traitements plus récents par ultrasons pour créer un cyclo-affaiblissement.

Ces traitements doivent être focalisés sur le corps ciliaires : un bilan par UBM avant traitement permet de mieux positionner l'appareillage nécessaire.

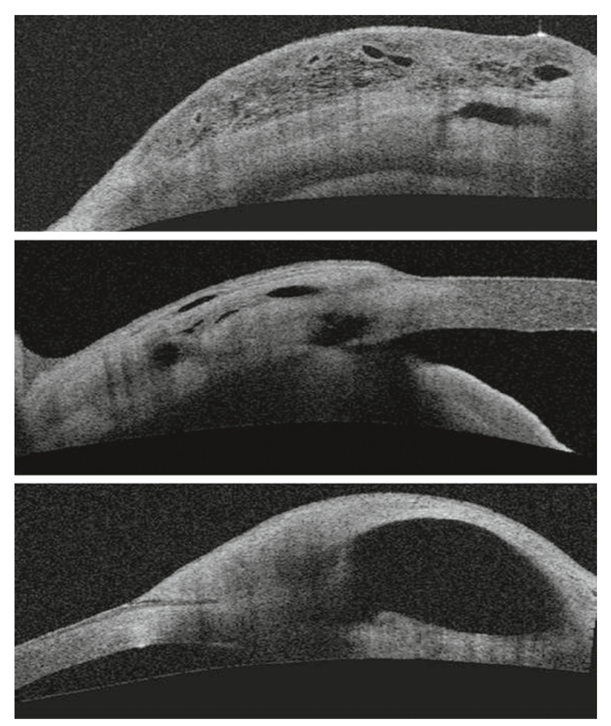


Figure 13.21. L'aspect d'une bulle fonctionnelle de chirurgie filtrante ressemble à un tissu conjonctival spongieux absorbant l'humeur aqueuse (en haut).
Une bulle plus plate peut rester encore fonctionnelle (cliché central) mais l'évolution vers une fibrose conjonctivale réduit l'efficacité de la filtration conjonctivale malgré une bulle volumineuse (cliché du bas).

Analyse de l'angle dans les autres indications

Glaucome malin

La survenue d'un mécanisme de glaucome malin entraîne un aplatissement de la chambre antérieure par bascule du bloc irido-cristallinien vers l'avant. Dans cette situation, l'angle est fermé, le cristallin en position très antérieure avec parfois un important contact de l'iris avec la cornée [8] (figure 13.24). Le mécanisme du glaucome malin n'est pas encore clairement identifié.

Synéchies irido-cornéennes

Ces synéchies sont identifiables sous la forme de zone de fermeture de l'angle non réouvrables par contraction de la pupille ou appui sur la cornée en gonioscopie

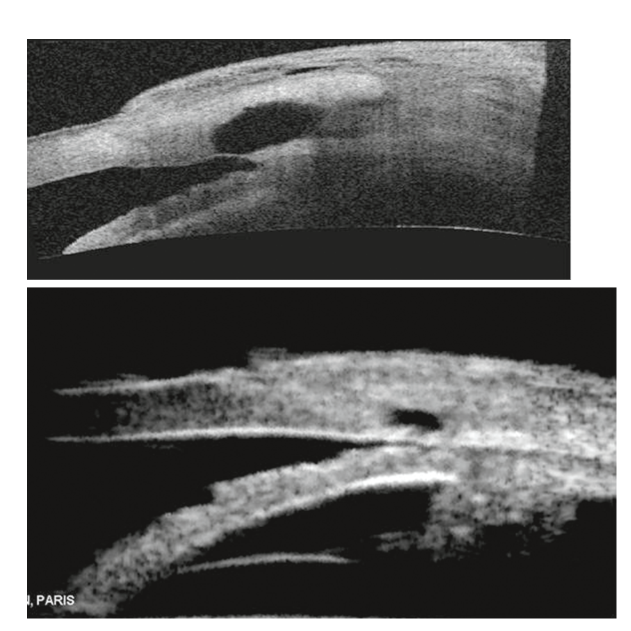


Figure 13.22. Aspect de sclérectomie non perforante en OCT Visante™ en haut et en UBM en bas avec bonne visualisation du feuillet trabéculaire laissé en place lors de la chirurgie.

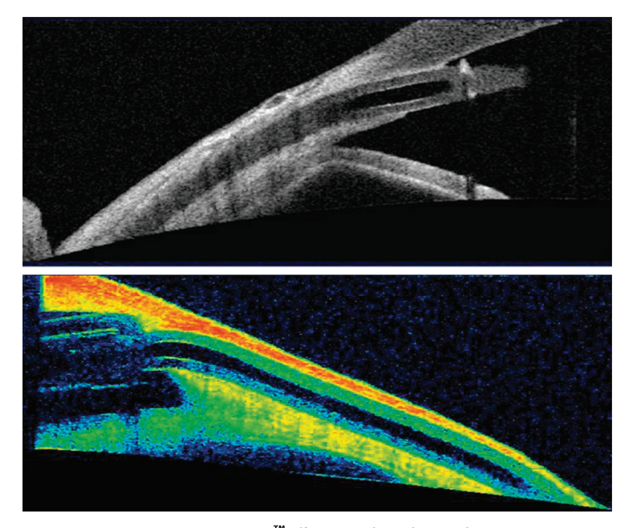


Figure 13.23. Aspect en OCT Visante™ d'une valve de Molteno avec son extrémité positionnée dans la chambre antérieure (en haut) et possibilité de contrôler son trajet sous-conjonctival (en bas).

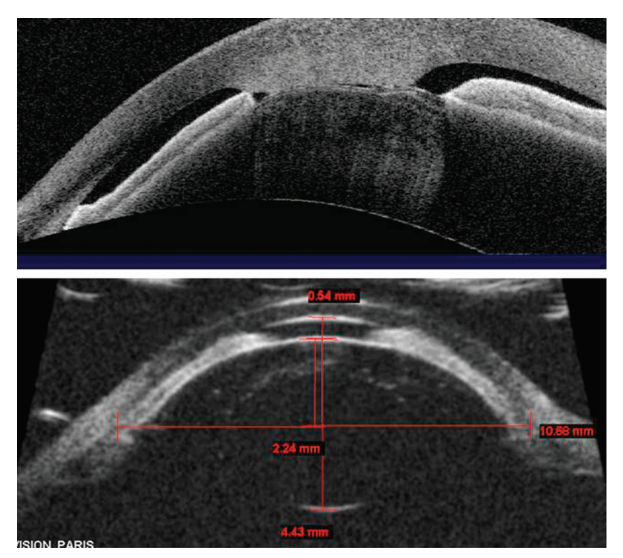


Figure 13.24. Aspect de glaucome malin avec synéchies entre le cristallin et la cornée sur une image en OCT Visante™ (en haut) et aspect de cristallin décalé en avant sur le cliché en UBM (en bas) montrant l'aplatissement majeur de la chambre antérieure.

dynamique (figure 13.25). Il peut s'agir de dystrophies congénitales de l'angle irido-cornéen comme le syndrome de Peters ou de synéchies acquises par différents mécanismes : inflammation, glaucome chronique par fermeture de l'angle, glaucome néovasculaire…

Glaucome pigmentaire

L'anatomie des patients à risque de glaucome pigmentaire présente, dans les stades avancés, un aspect d'inversion de la courbure de l'iris facilement identifiable en OCT ou UBM (figure 13.26). Le recours au traitement par iridotomie périphérique est utile dans les cas ou l'inversion de la courbure de l'iris est importante avec majoration du contact irido-cristallinien.

Les surveillances d'implants, les tumeurs de l'iris et du corps ciliaires font l'objet d'un chapitre spécifique.

Conclusion

L'analyse de l'angle irido-cornéen par imagerie en coupe vient compléter avantageusement l'examen en gonioscopie.

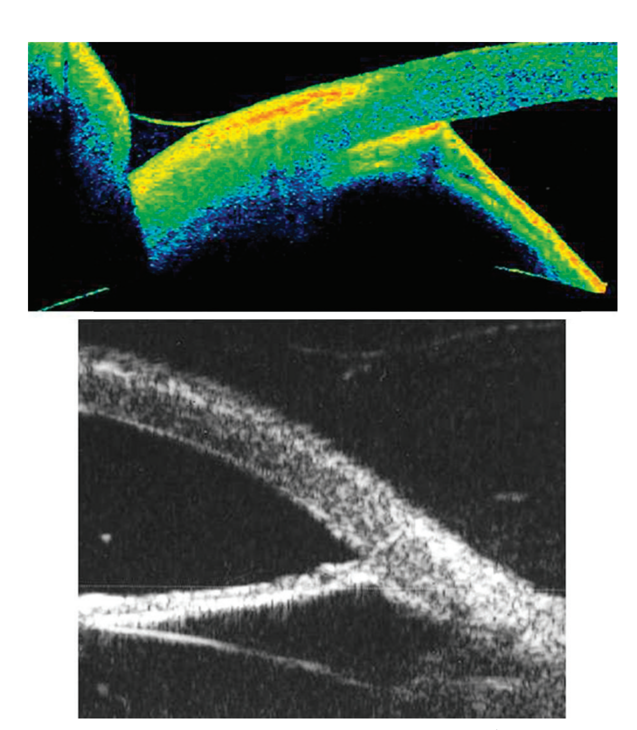


Figure 13.25. Aspect de synéchie irido-cornéenne localisée (cliché de haut en OCT Visante™) et plus étendue sur le cliché du bas (en UBM) dans le cadre d'un glaucome néovasculaire.

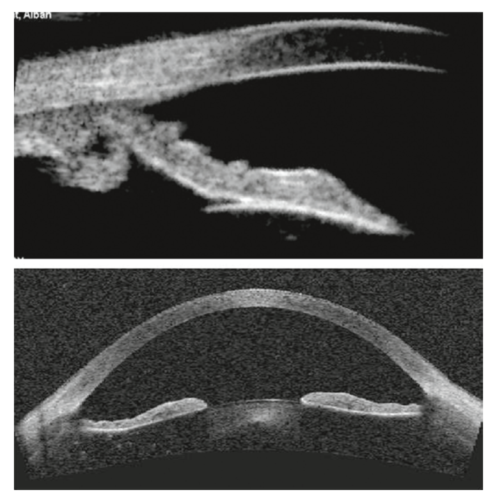


Figure 13.26. Exemple de glaucome pigmentaire avec inversion de la courbure de l'iris qui entraîne une majoration du contact irido-cristallinien, observé en coupe méridienne en UBM (en haut) et en coupe de tout le segment antérieur par OC Visante™ (en bas).

Les principaux appareils utilisés pour visualiser l'angle sont surtout les appareils OCT et les appareils UBM, avec un avantage de pénétration de l'UBM pour mieux visualiser les structures en arrière de l'iris.
L'analyse d'un angle irido-cornéen étroit avec risque de glaucome par fermeture de l'angle permet de mieux identifier les patients pouvant bénéficier d'un traitement par iridotomie périphérique.
Les situations particulières, telles que la présence de kystes irido-ciliaires ou d'un mécanisme d'iris plateau, sont identifiées soit avant traitement, soit après traitement et permettent de guider les indications de traitements complémentaires.
La chirurgie filtrante des patients atteints de glaucome peut être contrôlée par l'imagerie en coupe avec mise en évidence du mécanisme de dysfonctionnement de ces chirurgies du glaucome.
L'importante évolution des appareils OCT avec leur meilleure pénétration et l'évolution vers des appareils plus simples en UBM permet, en fonction du tableau clinique, d'indiquer un complément d'exploration par un de ces deux appareils ou une exploration couplée tirant parti du meilleur de chacune des deux technologies d'exploration.

Références

[1] Puech M, El Maftouhi A. OCT3 exploration of anterior segment. J Fr Ophtalmol 2004 ; 27 : 459–66.
[2] Pavlin CJ, Harasiewicz K, Sherar MD, Foster FS. Clinical use of ultrasound biomicroscopy. Ophthalmology 1991 ; 98 : 287–95.
[3] Fénolland JR, Puech M, Baudouin C, Labbé A. Imaging of the iridocorneal angle in glaucoma. J Fr Ophtalmol 2013 ; 36 : 378–83.
[4] Ku JY, Nongpiur ME, Park J, Narayanaswamy AK, Perera SA, Tun; TA et al. Qualitative Evaluation of the Iris and Ciliary Body by Ultrasound Biomicroscopy in Subjects With Angle Closure. J Glaucoma, 2013 [Epub ahead of print].
[5] Nonaka A, Iwawaki T, Kikuchi M, Fujihara M, Nishida A, Kurimoto Y. Quantitative evaluation of iris convexity in primary angle closure. Am J Ophthalmol 2007 ; 143 : 695–7.
[6] Dada T, Sihota R, Gadia R, Aggarwal A, Mandal S, Gupta V. Comparison of anterior segment optical coherence tomography and ultrasound biomicroscopy for assessment of the anterior segment. J Cataract Refract Surg 2007 ; 33 : 837–40.
[7] Radhakrishnan S, Goldsmith J, Huang D, Westphal V, Dueker DK, Rollins AM, et al. Comparison of optical coherence tomography and ultrasound biomicroscopy for detection of narrow anterior chamber angles. Arch Ophthalmol 2005 ; 123 : 1053–9.
[8] Salcan I, Aykan U, Yildirim O, Kanik A. Quantitative ultrasound biomicroscopy study of biometry of the lens and anterior chamber. Eur J Ophthalmol 2012 ; 22 : 349–55.

CHAPITRE 14

Périphérie rétinienne

M. Puech, A. El Maftouhi

Points forts

- Les champs d'acquisition des appareils de rétinographie s'élargissent améliorant ainsi le dépistage et le suivi des lésions périphériques.
- L'amélioration des techniques d'échographie avec les sondes de segment postérieur en 20 MHz et les sondes UBM focalisées sur la périphérie rétinienne permet une exploration dans toutes les conditions de transparence des milieux.
- La complémentarité des rétinographies et des coupes échographiques améliore le diagnostic des lésions périphériques et permet le suivi évolutif des nævi ou le diagnostic et suivi après traitement des mélanomes choroïdiens périphériques.

Limites

- L'exploration de la périphérie rétinienne par OCT reste limitée par l'importante absorption du signal par les structures pigmentées de l'iris et du corps ciliaire.
- L'extrême périphérie est difficilement accessible aux clichés de rétinographie malgré l'augmentation des champs d'exploration.

Introduction

L'exploration de la périphérie rétinienne bénéficie d'une importante complémentarité des différents appareils d'imagerie.

Les clichés en rétinophotographie ou angiographie bénéficient d'un élargissement des champs de prise de vue avec cependant une limitation d'exploration de l'extrême périphérie.

En extrême périphérie, l'échographie peut prendre le relais avec l'avantage d'une imagerie en coupe permettant de mieux apprécier les volumes et les épaisseurs des différentes lésions quelles ques soient les conditions de transparence des milieux.

L'apport de l'échographie de très haute fréquence (UBM ou *Ultrasound Biomicroscopy*) permet d'obtenir des images en trans-scléral de la périphérie rétinienne avec une très haute résolution.

L'exploration de la périphérie rétinienne par OCT est limitée par la mauvaise pénétration du faisceau infrarouge. Les appareils OCT de segment antérieur et de segment postérieur subissent la même limitation mais l'évolution vers des OCT de technologie DRI ou Swept source qui améliore la pénétration à travers la choroïde, laisse envisager quelques possibilités de traverser la sclère au niveau du limbe et de la pars plana.

Clichés couleurs et clichés angiographiques de la périphérie rétinienne

La possibilité d'accéder à la périphérie rétinienne est améliorée par les nouvelles techniques développées soit, par l'augmentation du champ d'exploration des rétinographes, soit, par l'utilisation de logiciels de composition de différentes prises de vue donnant un champ de vision plus global de la périphérie rétinienne (figure 14.1).

L'arrivée de rétinographes et/ou angiographes de très large champ comme l'appareil Optomap™ (Optos) (figure 14.2A) ou HRA Grand Champ™ (Heidelberg) (figure 14.2B) donne une vision allant jusqu'à 200°, couvrant ainsi, en une seule acquisition, une très grande surface de la rétine

La qualité des clichés en rétinophotographie classique reste supérieure aux clichés de rétinographie en très large champ car l'acquisition de ce dernier procédé d'imagerie se fait avec des reconstructions de couleurs qui limitent la reproduction fidèle de l'aspect des lésions pigmentées qui peuvent parfois apparaître avec une coloration tirant sur le vert (figure 14.3).

Les lésions pigmentées peuvent être de nature différente : soit simple hyperplasie de l'épithélium pigmenté (figure 14.4), soit nævus périphérique ou bien mélanome choroïdien.

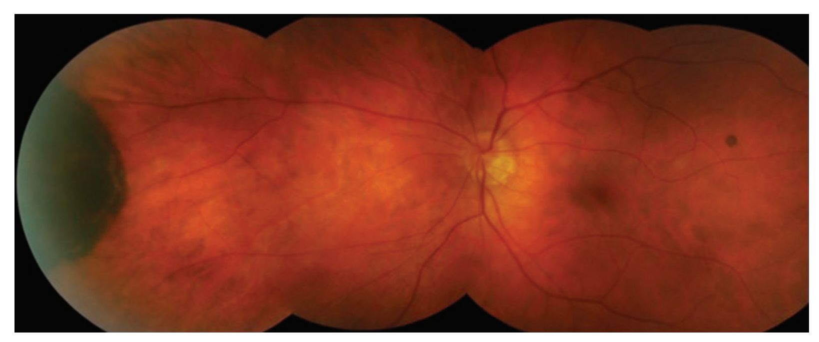


Figure 14.1. Rétinographie avec assemblage de plusieurs clichés pour élargir le champ d'examen.
Il existe une petite lésion pigmentée en temporal supérieur de la macula et une large plage d'hyperplasie de l'epithélium pigmenté en périphérie nasale.

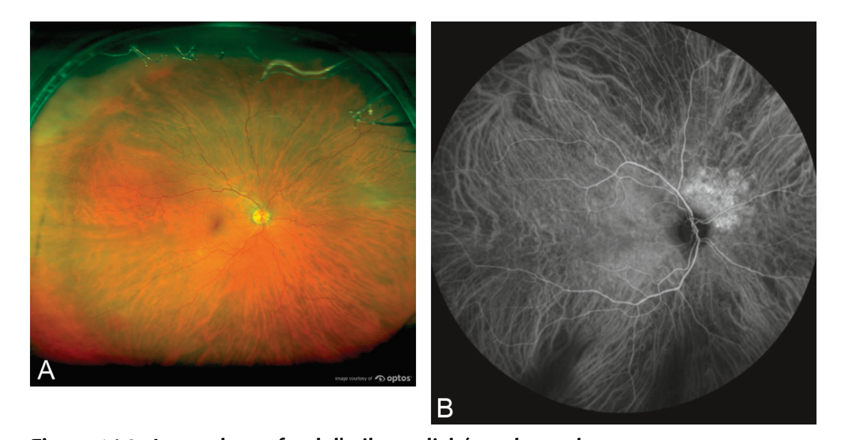


Figure 14.2. Approche au fond d'œil par clichés en large champ.
A. Cliché couleur avec l'appareil Optos™ qui permet une acquisition sur 200 degrés offrant un large champ d'examen en un seul cliché avec visualisation de toute la périphérie rétinienne à l'exception de l'extrême périphérie. B. Cliché angiographique en HRA™ (Heidelberg) avec le module grand champ : notez la très bonne visualisation de la circulation choroïdienne.

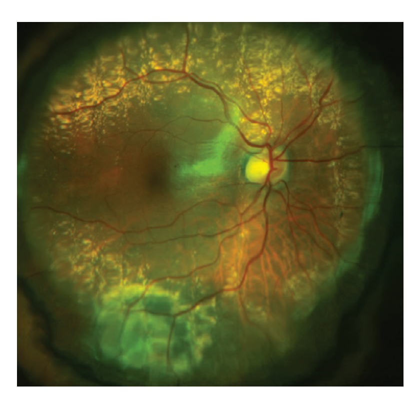


Figure 14.3. Remaniement périphérique sur mélanome choroïdien avec aspect légèrement coloré en vert de la lésion par reconstruction peu fidèle des couleurs.

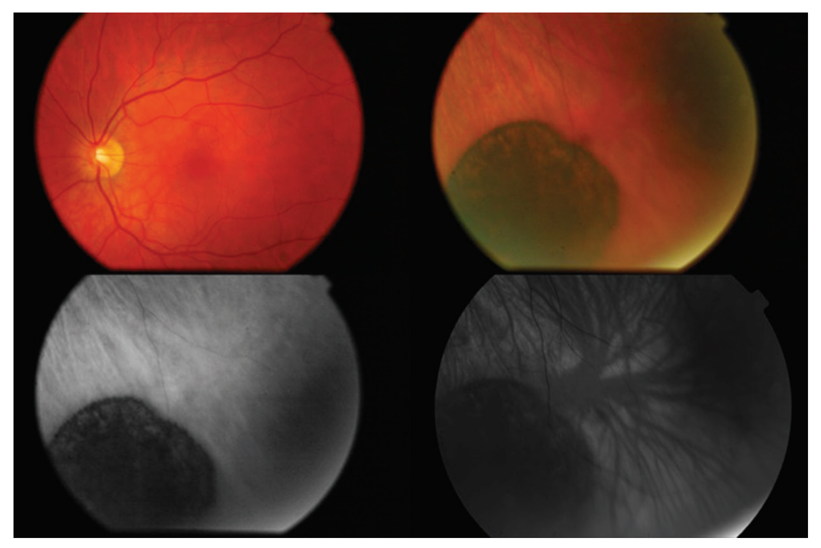


Figure 14.4. Rétinographie d'une hyperplasie de l'épithélium pigmenté avec les clichés couleurs et filtrés.

Les clichés en couleur apportent des arguments au diagnostic initial et permettent, ensuite, un suivi évolutif mais le diagnostic étiologique différentiel se fera par une analyse cumulée des informations de rétinographie, d'angiographie et d'échographie avec un critère important lié au potentiel évolutif.

Les clichés périphériques peuvent être utiles en cas de lésion dégénérative comme les palissades ou les déchirures de rétine (figure 14.5).

En cas de décollement de rétine ou de décollement choroïdien, les clichés photographiques permettent la localisation du soulèvement et d'en déterminer l'étendue (figure 14.6).

Les lésions circulatoires peuvent bénéficier des clichés couleurs ou filtrés pour déterminer les territoires avec retentissement circulatoire sur la rétine périphérique comme en cas de diabète (figure 14.7) ou d'occlusion veineuse avec visualisation des territoires rétiniens présentant des plages hémorragiques (figure 14.8) ou des modification de l'aspect des vaisseaux rétiniens.

Lorsque les lésions sont accessibles aux objectifs de prise de vue des angiographes, le complément d'exploration par injection de colorant (fluorescéine ou vert d'indocyanine) donne une très bonne visualisation des éléments circulatoires et de la diffusion : notamment l'apport de l'angiographie est très utile pour le diagnostic des lésions tumorales, pour la recherche de territoires d'ischémie en cas de diabète (figure 14.9) ou d'occlusion veineuse.

Le suivi des traitements par photocoagulation au laser bénéficie des clichés périphériques dans deux indications principales :

- la photocoagulation des lésions vitréo-rétiniennes avec prophylaxie du décollement de rétine (figure 14.10) ;
- la photocoagulation des territoires d'ischémie en cas de rétinopathie diabétique ou d'occlusion veineuse avec un apport important de l'angiographie permettant de déterminer la persistance de territoires d'ischémie non couverts par les impacts de laser (figure 14.11).

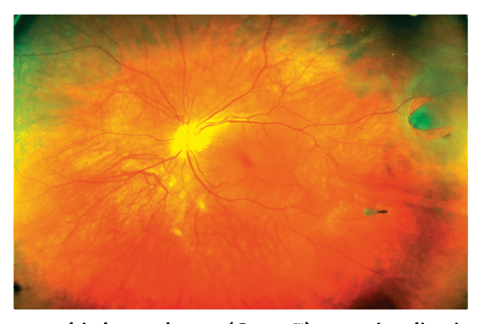


Figure 14.5. Rétinographie large champ (Optos™) avec visualisation d'une déchirure en fer à cheval.

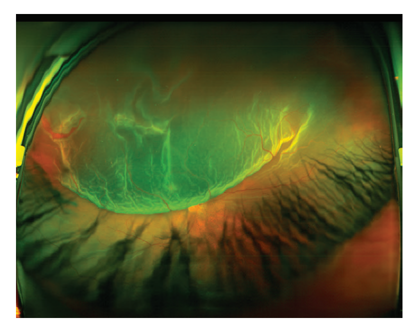


Figure 14.6. Rétinographie large champ (Optos™) d'une déchirure compliquée de décollement de rétine assez étendu.

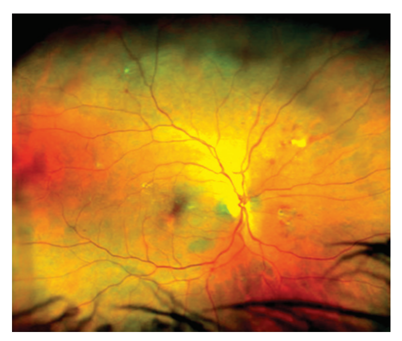


Figure 14.7. Rétinographie large champ dans le cadre d'un dépistage de rétinopathie diabétique : les hémorragies du champ nasal sont caractéristiques.

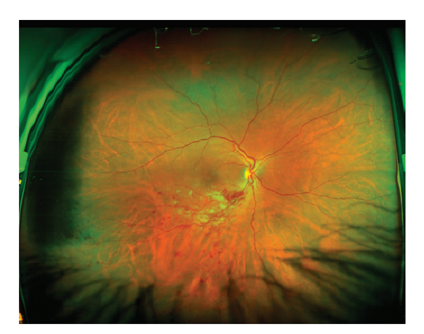


Figure 14.8. Occlusion de branche veineuse avec des hémorragies réparties sur le trajet des vaisseaux temporaux inférieurs jusqu'en périphérie.



Figure 14.9. Angiographie large champ (Optos™) d'un patient diabétique avec dilatations vasculaires, néovascularisation et vastes plages d'ischémie en périphérie.

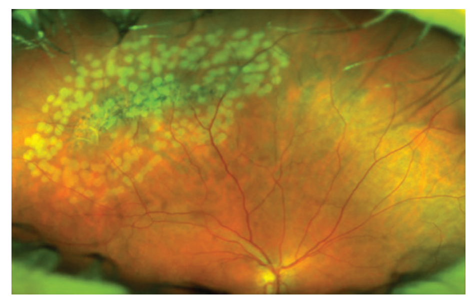


Figure 14.10. Photogoaculation d'une lésion périphérique entourée par les impacts de laser en cours de cicatrisation (Optos™).



Figure 14.11. Vastes plages de photocoagulation dans le cadre d'une photocoagulation panrétinienne avec persistance des quelques territoires d'ischémie en temporal de la macula (Optos ™).

OCT et périphérie rétinienne

L'accès à la périphérie rétinienne est très limitée pour les appareils OCT actuels : cette limitation est liée, en grande partie, à l'absorption du signal par l'iris et le corps ciliaire mais aussi par la longueur des coupes qui sont adaptées à l'exploration du pôle postérieur. Cependant, les évolutions technologiques des OCT permettent d'offrir des coupes de plus en plus longues avec un accès à la moyenne périphérie en mobilisant le regard du patient (figure 14.12).

L'exploration par OCT peut être utile en cas de lésion pigmentée ou d'anomalie de la jonction vitréo-rétinienne, avec notamment les analyses de tractions vitréo-rétiniennes pour les patients diabétiques.

La technique d'imagerie par les systèmes optiques (rétinographie ou OCT) est très limitée en cas de perte de transparence des milieux, par exemple en cas d'hémorragie intravitréenne ou de cataracte dense. Dans ces indications et pour les lésions les plus périphériques, l'exploration par échographie prend toute son importance.

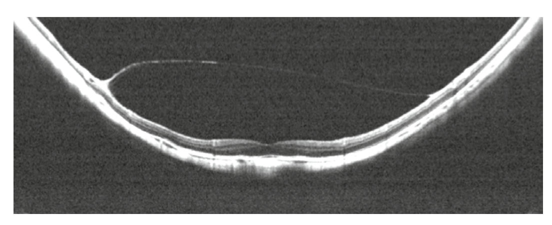


Figure 14.12. Image d'un scan de 15 mm en OCT Optovue™ avec passage en pont de la hyaloïde postérieure sur la région maculaire centrale. Le scan déjà très long, atteint la moyenne périphérie mais ne permet pas une visualisation plus large.

Échographie et périphérie rétinienne

La spécificité de l'exploration échographique tient à sa très bonne pénétration à travers tous les tissus oculaires et sa possibilité d'obtenir des images en cas de perte importante de la transparence des milieux.

L'exploration de la périphérie rétinienne par échographie bénéficie de deux moyens d'accès soit par les sondes à focale longue classiques destinées à l'exploration du segment postérieur (10 ou 20 MHz), soit par des sondes UBM destinées au segment antérieur mais focalisées sur la périphérie rétinienne.

La technologie des sondes de segment postérieur a évolué, avec une amélioration de la résolution par augmentation de la fréquence des sondes. L'exploration classique du segment postérieur se fait par les sondes de 10 MHz mais l'utilisation de sondes de plus de 20 MHz à focale longue apporte une nette majoration de résolution très utile pour le diagnostic et le suivi des petites lésions pariétales (figure 14.13).

La technologie UBM destinée à l'exploration du segment antérieur utilise des sondes de 35 à 50 MHz à focale courte pour obtenir soit une coupe entière de

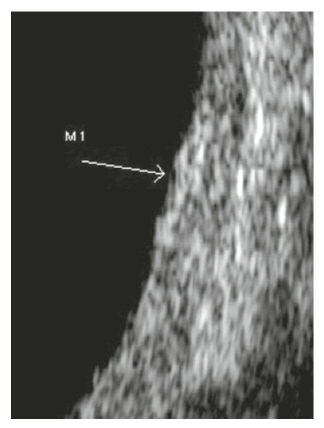


Figure 14.13. Aspect de petit nævus choroïdien détecté par échographie avec sonde de 20 MHz : cette lésion apparaît plus échogène que le choroïde voisine, sans signe d'excavation choroïdienne.

tout le segment antérieur, soit une image focalisée sur tel ou tel méridien. La résolution de ces appareils est très élevée et leur application à la périphérie rétinienne bénéficie d'une très bonne pénétration à travers la sclère, l'iris ou le corps ciliaire.
Les principales indications de l'échographie pour l'exploration de cette partie antérieure du segment postérieur sont destinées aux anomalies de la jonction vitréo-rétinienne et au diagnostic et suivi des lésions pigmentées périphériques peu ou pas accessibles par les autres moyens d'investigation.

Anomalies de la jonction vitréo-rétinienne

Le décollement postérieur du vitré et ses conséquences rétiniennes bénéficie d'un apport important par l'analyse échographique.
Le diagnostic du décollement postérieur du vitré se fait par l'observation de la hyaloïde postérieure qui est détachée de la paroi avec persistance d'une adhérence périphérique (figure 14.14). L'échographie peut parfois identifier de simples tractions localisées, mais aussi l'apparition de déchirures à clapet (figure 14.15) ou d'opercules rétiniens. Le stade plus avancé peut être reconnu avec une déchirure à bords soulevés ou d'un décollement de rétine (figure 14.16) dont le caractère récent ou ancien peut être apprécié par la dynamique du décollement de rétine, importante, dans les premiers temps, puis par un aspect immobile aux stades plus tardifs.
Le diagnostic différentiel du décollement de rétine se fait avec le décollement choroïdien et le rétinoschisis :

- en cas de décollement choroïdien, la membrane décollée est plus épaisse que la rétine et le raccordement postérieur à la paroi est plus abrupt (presque en angle droit), alors que le décollement de rétine se fait le plus souvent avec un angle aigu,

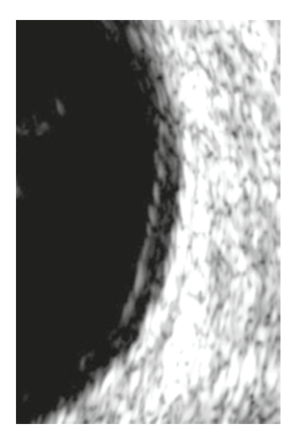


Figure 14.14. Aspect de décollement postérieur du vitré en échographie de 10 MHz avec raccordement de la hyaloïde postérieure en périphérie au niveau de l'ora serrata sans signe de traction organisée ni signe de déhiscence rétinienne.

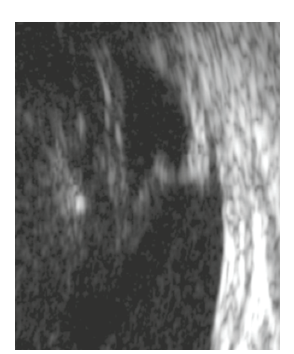


Figure 14.15. Aspect de déchirure à clapet apparaissant, en échographie, comme un lambeau rétinien hyperéchogène adhérent à la hyaloïde postérieure décollée et moins échogène.

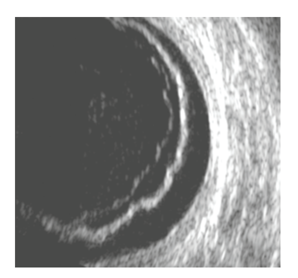


Figure 14.16. Décollement rétinien périphérique en échographie avec aspect ondulé caractéristique et visualisation du décollement du vitré qui apparaît comme une membrane plus fine en avant de la rétine.

de plus le décollement rétinien peut atteindre la papille alors que le décollement choroïdien reste à distance (figure 14.17). Un décollement choroïdien périphérique peut être observé en UBM avec parfois un aspect de nombreuses travées internes (figure 14.18) ;

- en cas de rétinoschisis, la membrane décollée est plus fine, sa forme est souvent lenticulaire et sa localisation est préférentiellement en temporal (figure 14.19). Le but de l'échographie de 20 MHz ou en mode UBM sera de détecter l'association à un soulèvement du feuillet externe ou la présence de déhiscence soit dans le feuillet interne soit dans le feuillet externe (figure 14.20).

Dans les suites de chirurgie pour décollement de rétine, l'apport de l'échographie est important pour analyser la réapplication rétinienne et effectuer le suivi, notamment en cas de milieux peu transparents. L'importance d'une indentation bien réalisée, une déchirure bien portée (figure 14.21) et l'absence de décollement résiduel sont des signes



Figure 14.17. Aspect échographique d'un décollement choroïdien qui apparaît épais sous le décollement de rétine qui reste ondulé : le décollement choroïdien reste à distance de la papille alors que le décollement de rétine atteint la papille.

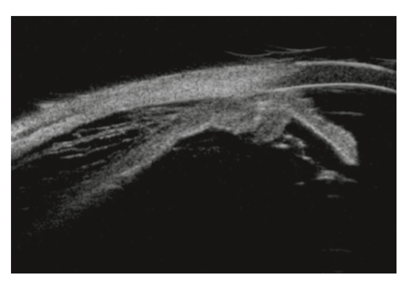


Figure 14.18. Décollement choroïdien de la périphérie rétinienne accessible à l'exploration par UBM avec très bonne visualisation des travées choroïdiennes. À noter la paroi épaisse du décollement choroïdien qui atteint le corps ciliaire mais sans mise en évidence de décollement ciliaire.

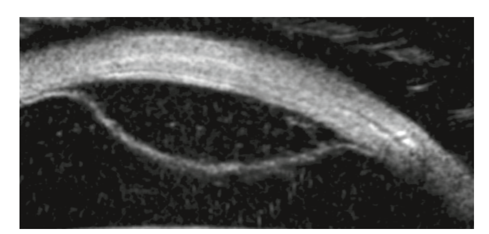


Figure 14.19. Présence d'un rétinoschisis avec aspect lenticulaire sans mise en évidence de soulèvement du feuillet rétinien externe qui reste adhérent à la paroi. À noter l'aspect très fin de la membrane soulevée correspondant au soulèvement du feuillet rétinien interne, en opposition au décollement choroïdien plus épais et au décollement de rétine plus ondulé.

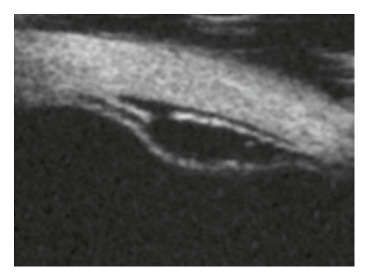


Figure 14.20. Association d'un rétinoschisis bulleux avec un soulèvement du feuillet externe au niveau duquel l'exploration par échographie peut mettre en évidence une déhiscence nettement visible par interruption du feuillet externe décollé.

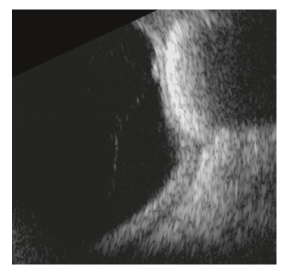


Figure 14.21. Contrôle postopératoire par échographie d'une déchirure opérée avec indentation qui parvient à colmater la déhiscence : la déchirure reste légèrement en avant du plan rétinien mais la rétine est à plat sur l'éponge sclérale sans communication de l'espace vitréen avec l'espace sous-rétinien.

de bons résultats. En revanche, la persistance d'un soulèvement en avant de l'indentation ou passant en pont sur l'indentation (figure 14.22), la présence d'une déchirure mal ou peu indentée sont autant d'éléments poussant à une surveillance régulière.
En cas de chirurgie avec utilisation d'huile de silicone l'exploration échographique montre une déformation par allongement des images échographiques qui restent cependant très utiles. Après retrait de l'huile de silicone, une émulsion dans la cavité vitréenne peut s'observer (figure 14.22). Les résidus de perfluorocarbone liquide donnent un aspect caractéristique avec des échos de répétition soulignant la présence de ces petites bulles dans la cavité vitréenne ou parfois piégées dans le vitré antérieur résiduel (figure 14.23).
La pratique d'une chirurgie rétinienne, avec injection de bulle de gaz dans la cavité vitréenne, représente une limite à l'exploration échographique par arrêt du faisceau ultrasonore. Il faudra attendre la résorption du gaz pour que l'examen échographique redevienne réalisable.

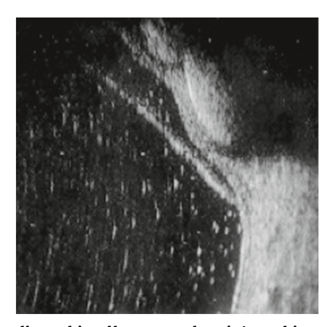


Figure 14.22. Persistance d'un décollement de rétine dépassant l'indentation vers l'arrière après ablation d'un tamponnement interne par huile de silicone.
À noter les ponctuations échogènes disséminées dans la cavité vitréenne correspondant à une émulsion d'huile de silicone.

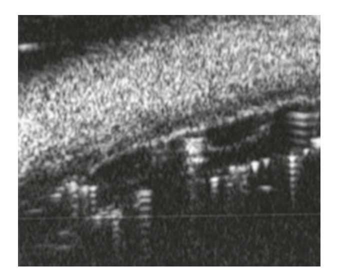


Figure 14.23. Image en UBM de petites bulles de perfluorocarbone liquide piégées dans la couronne vitréenne périphérique.

Surveillance des lésions pigmentées par échographie

L'échographie de la périphérie rétinienne est très utile pour la surveillance des lésions pigmentées ou des épaississements périphériques qui ne sont que très peu accessibles aux clichés photographiques ou angiographiques.

L'apport de l'échographie de 20 MHz sur ces lésions a permis d'identifier des épaississements pariétaux plus fins, aux limites de la détection avec les sondes de 10 MHz, mais maintenant identifiables avec les sondes de 20 MHz. Les images en coupe méridienne et en coupe de champ permettent de mesurer les lésions périphériques et d'en surveiller leur risque évolutif. Classiquement, les mesures de la longueur, de la largeur et surtout de l'épaisseur de ces lésions représentent l'élément essentiel pour le suivi évolutif (figure 14.24).

L'autre critère du diagnostic est la qualité de l'échogénicité de ces lésions : les nævi sont le plus souvent discrètement hypoéchogènes ou parfois légèrement plus échogènes que la choroïde voisine alors que classiquement les mélanomes de la choroïde sont en relief et nettement hypoéchogènes avec le signe caractéristique, mais pas toujours pathognomonique, de l'excavation choroïdienne (figure 14.25) : il s'agit d'un aspect hypoéchogène de la choroïde qui semble créer un enchassement de la lésion tumorale hypoéchogène au sein de la choroïde voisine moyennement échogène.

Le suivi de ces lésions représente un élément essentiel des phases initiales de surveillance avec la notion de stabilité ou d'évolution très lente de l'épaisseur des nævi alors que le mélanome montrera un épaississement identifiable en quelques mois.

L'apport de l'échographie est aussi très important dans le suivi des mélanomes traités par protonthérapie avec la possibilité de suivre l'évolution de ces lésions qui, le plus souvent, montrent une phase de stabilisation du volume pour aboutir, au bout de 2 ou 3 ans, à un phénomène de nécrose intralésionnelle prenant l'aspect de quelques

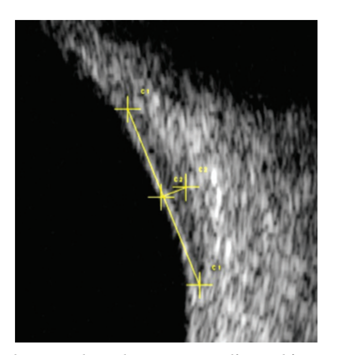


Figure 14.24. Image en échographie de 20 MHz d'une lésion pigmentée plane de la périphérie rétinienne impossible à imager en rétinographie ou en angiographie.
La coupe échographique identifie un simple remaniement légèrement hypoéchogène sans excavation choroïdienne, témoignant de la présence d'un probable nævus choroïdien dont les mesures notamment d'épaisseur permettront un suivi évolutif.

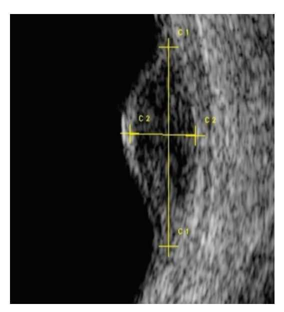


Figure 14.25. Épaississement pariétal très hypoéchogène avec disparition de la choroïde en regard formant le signe de l'excavation choroïdienne sur cette lésion correspondant à un petit mélanome avant traitement.
La mesure de ses dimensions avec son épaisseur sert de point de repère pour le suivi après protonthérapie.

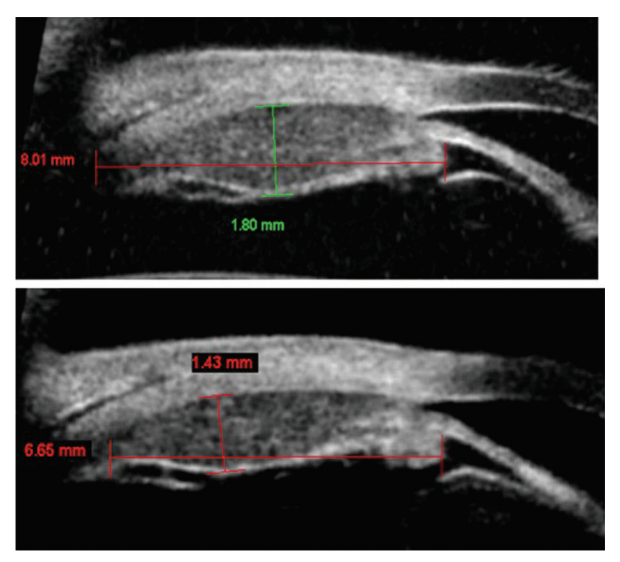


Figure 14.26. Suivi évolutif en UBM d'un mélanome de la périphérie rétinienne traité par protonthérapie avec lente réduction de son épaisseur entre le cliché du haut à 2 ans (1,80 mm) et le cliché du bas à 3 ans (1,43 mm).
Il est à noter aussi le signe de vacuolisation de la lésion sur la coupe à 3 ans avec quelques petites zones hypoéchogènes au sein de la tumeur témoignant du phénomène de nécrose qui précède et accompagne la lente réduction du volume tumoral.

plages hypoéchogènes que l'on appelle phénomène de vacuolisation. Cette étape précède souvent une évolution vers une résorption lente de la tumeur (figure 14.26), avec, dans quelques cas, un retour à une épaisseur pariétale quasi normale.

Un des signes de récidive est la majoration du volume de la lésion ou plus rarement l'apparition d'une lésion secondaire en dehors de la zone traitée.
L'exploration par UBM s'avère essentielle pour le suivi de lésions plus périphériques, atteignant parfois le corps ciliaire.

Conclusion

L'imagerie de la périphérie rétinienne apporte un élément objectif de diagnostic et de surveillance de différentes lésions. La tendance évolutive vers des objectifs de rétinographie ou d'angiographie, de champ très large, contribue à l'identification des différentes pathologies en complément des coupes échographiques de haute fréquence.
Les limites d'accès à la périphérie rétinienne soit par une position trop périphérique des lésions, soit par perte de transparence des milieux, rendent indispensable le recours à une exploration échographique, notamment dans les anomalies de la jonction vitréo-rétinienne mais aussi pour la surveillance des lésions pigmentées périphériques.
Les examens par OCT améliorent leur accès à la moyenne périphérie rétinienne par des coupes de plus en plus longues mais avec un champ qui reste limité.

Références

[1] Coleman DJ, Silverman RH, Chabi A, Rondeau MJ, Shung KK, Cannata J, et al. High-resolution ultrasonic imaging of the posterior segment. Ophthalmology 2004; 111 : 1344–51.
[2] Doro D, Manfrè A, Deligianni V, Secchi AG. Combined 50- and 20-MHz frequency ultrasound imaging in intermediate uveitis. Am J Ophthalmol 2006; 141 : 953–5.
[3] Hong BK, Nazari Khanamiri H, Rao NA. Role of ultra-widefield fluoresceinnangiography in the management of uveitis. Can J Ophthalmol 2013; 48 : 489–93.
[4] Kaneko Y, Moriyama M, Hirahara S, Ogura Y, Ohno-Matsui K. Areas of nonperfusion in peripheral retina of eyes with pathologic myopia detected by ultra-widefield fluorescein angiography. Invest Ophthalmol Vis Sci 2014; 55 : 1432–9.
[5] Nicholson BP, Nigam D, Miller D, Agrón E, Dalal M, Jacobs-El N, et al. Comparison of wide-field fluorescein angiography and 9-field montage angiography in uveitis. Am J Ophthalmol 2014; 157 : 673–7.
[6] Oishi A, Hidaka J, Yoshimura N. Quantification of the image obtained with a wide-field scanning ophthalmoscope. Invest Ophthalmol Vis Sci 2014; 55 : 2424–31.
[7] Wessel MM, Aaker GD, Parlitsis G, Cho M, D'Amico DJ, Kiss S. Ultra-wide-field angiography improves the detection and classification of diabetic retinopathy. Retina 2012; 32 : 785–91.
[8] Witmer MT, Kiss S. Wide-field imaging of the retina. Surv Ophthalmol 2013; 58 : 143–54.

CHAPITRE 15

Complémentarité des examens d'imagerie de la macula

T. Desmettre

Points forts

- Il existe une forte complémentarité entre les images « en face », au sens large, de la région maculaire et des images en coupe par OCT.
- L'angiographie apporte les informations sur les barrières hémato-rétiniennes et sur la diffusion, l'OCT apporte les informations sur les conséquences anatomiques de la présence de néovaisseaux.

Limites

- Chaque technique d'exploration possède ses limites mais la connaissance des avantages de chaque méthode d'examen permet de guider les indications de bilan par imagerie.
- Les limites de résolution des appareils OCT sont sans cesse repoussées, comme avec les appareils en optique adaptative qui montrent les cellules visuelles.

Introduction

L'exploration de la région maculaire passe, en premier lieu, par l'examen biomicroscopique pour donner des informations liées à la pigmentation du fond d'œil et au relief.

Les rétinophotographies en couleur reprennent le même type d'information, en particulier celles qui sont réalisées en stéréoscopie. Les clichés monochromatiques permettent de séparer les informations provenant des différentes couches choriorétiniennes. Là aussi, l'information est principalement liée aux pigments et au relief des structures.

Le cliché en autofluorescence reflète la concentration en lipofuscine de l'épithélium pigmentaire et apporte ainsi des informations sur l'état métabolique de l'épithélium pigmentaire, ce qui fait toute son originalité.

L'exploration par angiographie, soit à la fluorescéine, soit au vert d'indocyanine, apporte des informations liées à trois éléments principaux : les barrières hématorétiniennes, la pigmentation de l'épithélium pigmentaire et la dynamique circulatoire.

L'OCT reprend les informations liées au relief et aux pigments mais l'acquisition et la représentation sont dans un plan perpendiculaire à celui des clichés monochromatiques. De plus, l'OCT a été le premier examen permettant de montrer la neurorétine elle-même.

Le caractère très complémentaire de ces techniques conditionne leur intérêt et leurs indications respectives pour le diagnostic ou le suivi des pathologies rétiniennes médicales ou chirurgicales (figure 15.1).

Clichés monochromatiques

L'analyse maculaire par des clichés monochromatiques souvent complétés par un cliché en autofluorescence, est le préalable indispensable à l'angiographie. Il n'est pas rare que l'analyse de ces clichés fasse le diagnostic d'une affection. Parfois, l'information est jugée suffisante et l'opérateur peut décider de ne pas réaliser l'angiographie. Parfois, un complément d'exploration par OCT est réalisé

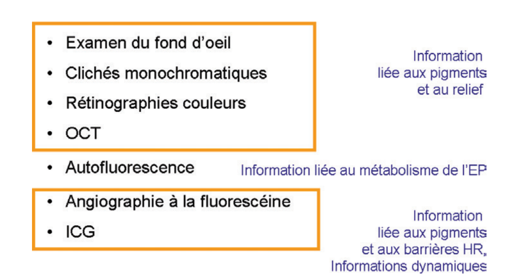


Figure 15.1. Caractéristiques et origine des informations qui sont recueillies sur les principaux moyens d'imagerie de la macula.

en complément des clichés monochromatiques, par exemple lors du suivi des traitements par anti-VEGF.

En pratique courante, l'utilisation de différents filtres permet d'obtenir des clichés monochromatiques du fond d'œil avec trois principaux filtres ayant chacun leur spécificité.

- Le cliché monochromatique vert montre l'aspect général du fond d'œil. Les vaisseaux, les hémorragies sont particulièrement bien repérées. Les hémorragies peuvent cependant être confondues avec des mottes de pigment. Par ailleurs, le repérage du pigment xanthophylle est difficile.
- Le cliché monochromatique bleu montre bien l'interface vitréo-rétinienne, le pigment maculaire xanthophylle, la couche des fibres.
- Lorsqu'une photocoagulation maculaire est envisagée, un calque superposant le temps précoce de l'angiographie et le cliché bleu permet de comparer la topographie d'une plage de néovaisseaux choroïdiens à celle du pigment jaune. La topographie des néovaisseaux par rapport au point de fixation sera ensuite vérifiée devant la lampe à fente avec le laser de visée.
- Le cliché monochromatique rouge est un peu déconcertant en raison de son caractère bruité lié à la diffusion des photons rouges.

Plusieurs pathologies illustrent pourtant son intérêt.

- Au cours de la forme atrophique de la dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA), les limites des plages d'atrophie de l'épithélium pigmentaire sont bien mises en évidence sur le cliché rouge. Dans cette situation, le cliché en autofluorescence peut être mis en défaut par un trouble des milieux. C'est l'angiographie à la fluorescéine qui fait le diagnostic des néovaisseaux choroïdiens, mais le cliché rouge est souvent contributif, montrant une éventuelle migration pigmentaire au pourtour des néovaisseaux.
- Chez le myope fort, la choroïdose myopique rend difficile l'analyse du fond d'œil. Là également, une migration pigmentaire au pourtour d'une plage de néovaisseaux facilitera le diagnostic, d'autant qu'en angiographie ce type de néovaisseaux diffuse peu (figure 15.2).

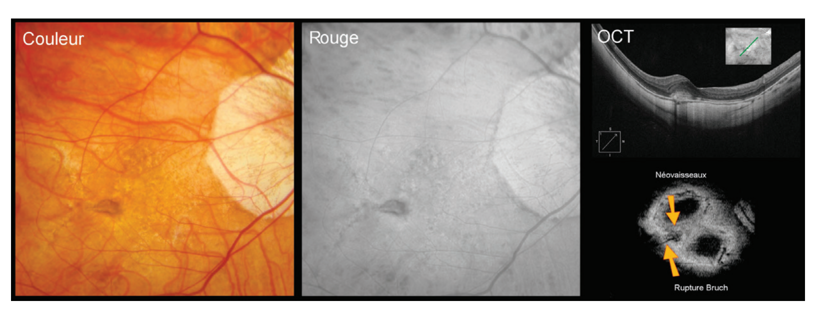


Figure 15.2. Néovaisseaux du myope.
La composition montre l'intérêt du cliché rouge pour montrer le halot pigmenté au pourtour des néovaisseaux et la ligne de rupture de la membrane de Bruch. À droite, l'OCT « en face » est très complémentaire.

■ On peut rappeler ici l'intérêt du cliché rouge pour évaluer l'épaisseur des hémorragies sous-rétiniennes et guider une éventuelle prise en charge spécifique chirurgicale ou une simple surveillance en attendant une résorption spontanée.

Clichés en autofluorescence

Les clichés du fond d'œil en autofluorescence traduisent « l'état de santé » de l'épithélium pigmentaire (EP), ce qui constitue leur originalité. La fluorescence analysée provient en majeure partie d'un composé mosaïque, la lipofuscine, incriminé dans la genèse du stress oxydant de l'EP et dans la diminution des capacités de phagocytose des cellules de l'EP.

■ *Dans le cadre de la DMLA*, certains aspects caractéristiques des clichés en autofluorescence ont été corrélés à l'évolutivité de la maladie et pourraient donc servir d'indicateurs pronostiques. Au cours des stades précoces de la maladie, la présence de zones d'hyperautofluorescence en regard des drusen séreux et des mottes de pigments suggère un rôle de la lipofuscine dans la pathogénie de ces lésions. L'aspect réticulé de l'autofluorescence chez les patients présentant des pseudodrusen peut témoigner de lésions étendues de l'épithélium pigmentaire prédisposant aux néovaisseaux (figure 15.3). Dans le cas des formes néovasculaires, l'étude de l'œil adelphe montre une autofluorescence plus importante du côté des néovaisseaux.

■ *Dans les formes atrophiques évoluées de DMLA*, les zones d'atrophie apparaissent noires. L'augmentation du signal autofluorescent en regard des drusen

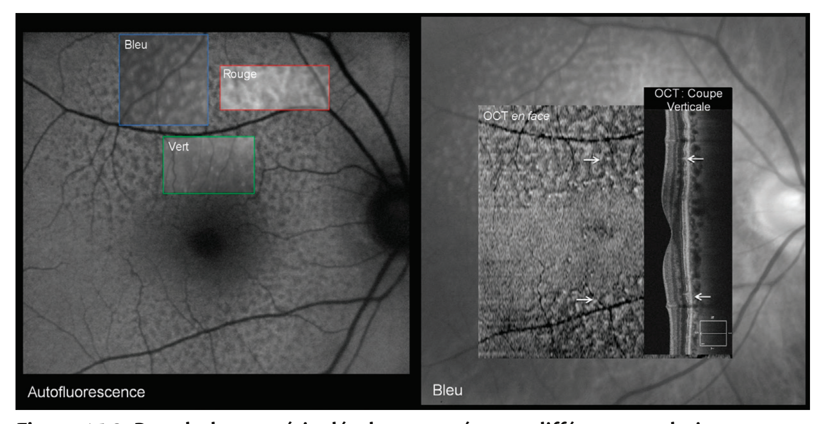


Figure 15.3. Pseudodrusen réticulés documentés avec différentes techniques. On note la relative épargne de la zone centrale, ce qui traduit un processus lié aux bâtonnets.

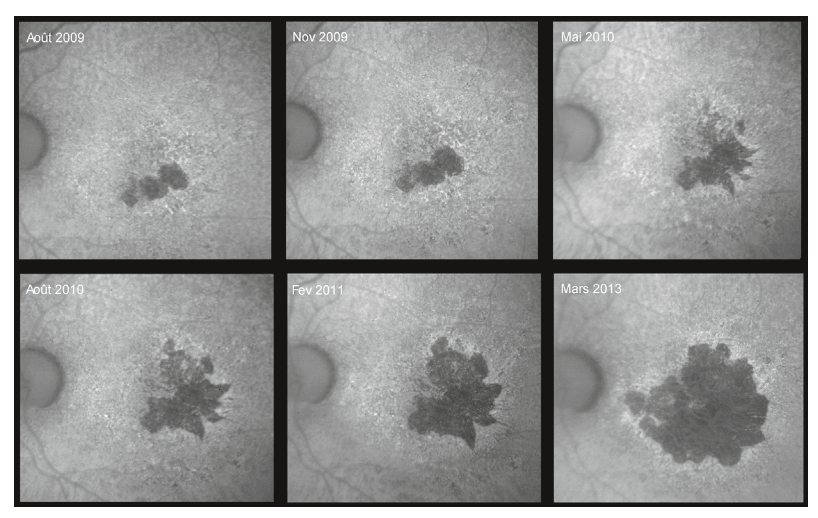


Figure 15.4. DMLA atrophique.
Clichés en autofluorescence réalisés à intervalles réguliers montrant la progression d'une plage d'atrophie de l'épithélium pigmentaire (et de la neurorétine en regard).

et au pourtour des plages d'atrophie suggère que la dispersion de la lipofuscine associée aux drusen est un marqueur de la progression de la maladie (figure 15.4).

- *D'autres aspects* sont particulièrement caractéristiques en autofluorescence, les dépôts de matériel des dystrophies maculaires, ceux de la maladie de Stargardt. Enfin, l'aspect des drusen papillaires est devenu classique.

D'une manière générale, le caractère « métabolique » du cliché en autofluorescence lui donne une certaine valeur pronostique. Sur les rétinographes de dernière génération, la possibilité de faire un cliché avec un filtre rouge disparaît souvent au profit d'un filtre pour l'autofluorescence. La technique permet d'améliorer la qualité du cliché autofluorescent mais il est alors proposé de réaliser le cliché rouge par une décomposition à partir du cliché couleur. Cette technique n'améliore pas la qualité du cliché rouge.

Angiographie

L'angiographie apporte des informations originales liées à un aspect optique (la pigmentation) et à un aspect biochimique (les barrières hémato-rétiniennes) qui sont souvent intriqués. Ces informations dépendent des propriétés optiques et biochimiques des colorants et des tissus oculaires, en particulier en situation

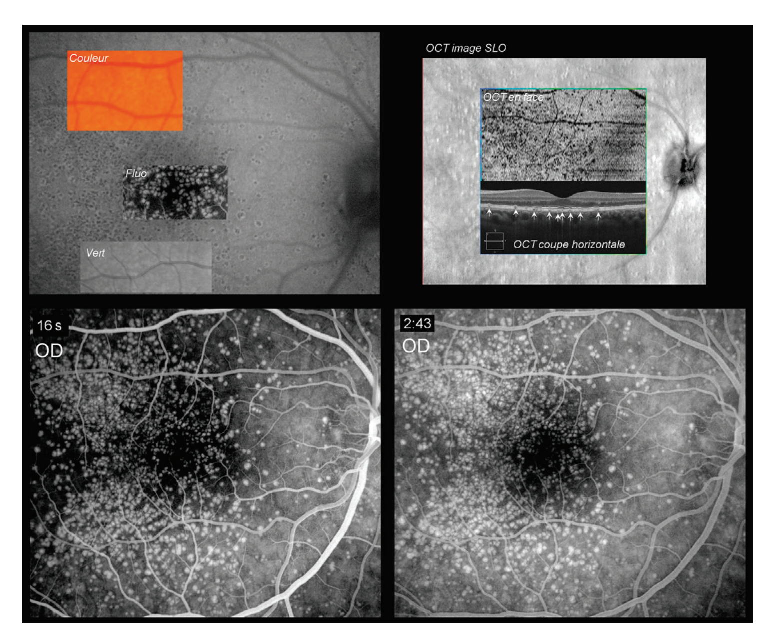


Figure 15.5. Drusen cuticulaires.
En bas, l'aspect angiographique caractéristique avec l'aspect de voûte étoilée. En haut à gauche, la composition des clichés couleur, rouge et de l'angiographie sur le cliché en autofluorescence. En haut à droite, on note l'aspect en OCT.

pathologique. Ces informations restent limitées au plan frontal. Les figures 15.5 et 15.6 illustrent bien le caractère complémentaire des clichés sans préparation et de l'angiographie pour le diagnostic de drusen cuticulaires (figure 15.5) ou d'un soulèvement vascularisé de l'épithélium pigmentaire (figure 15.6).
En 2014, on peut traiter et suivre de façon appropriée un certain nombre de patients atteints de DMLA en utilisant uniquement l'OCT couplé à des photographies du fond d'œil. Cependant, l'angiographie reste indispensable à une activité régulière de rétine médicale. L'étude ESSO réalisée par l'équipe de l'hôpital Lariboisière à Paris a montré que, pour la détection des néovaisseaux de la DMLA, le couple (OCT + photographies du fond d'œil) avait une sensibilité importante de 90 %. Cette sensibilité est cependant augmentée à 97 % lorsqu'on ajoute l'angiographie. L'intérêt de l'angiographie à la fluorescéine semble surtout concerner les néovaisseaux de type occulte, qui peuvent être confondus par exemple avec des dépôts de matériel. Enfin, l'intérêt de l'angiographie au vert d'indocyanine repose toujours essentiellement sur le diagnostic des formes particulières de DMLA (anastomoses choriorétiniennes) et sur le diagnostic précis des vasculopathies polypoïdales choroïdiennes.

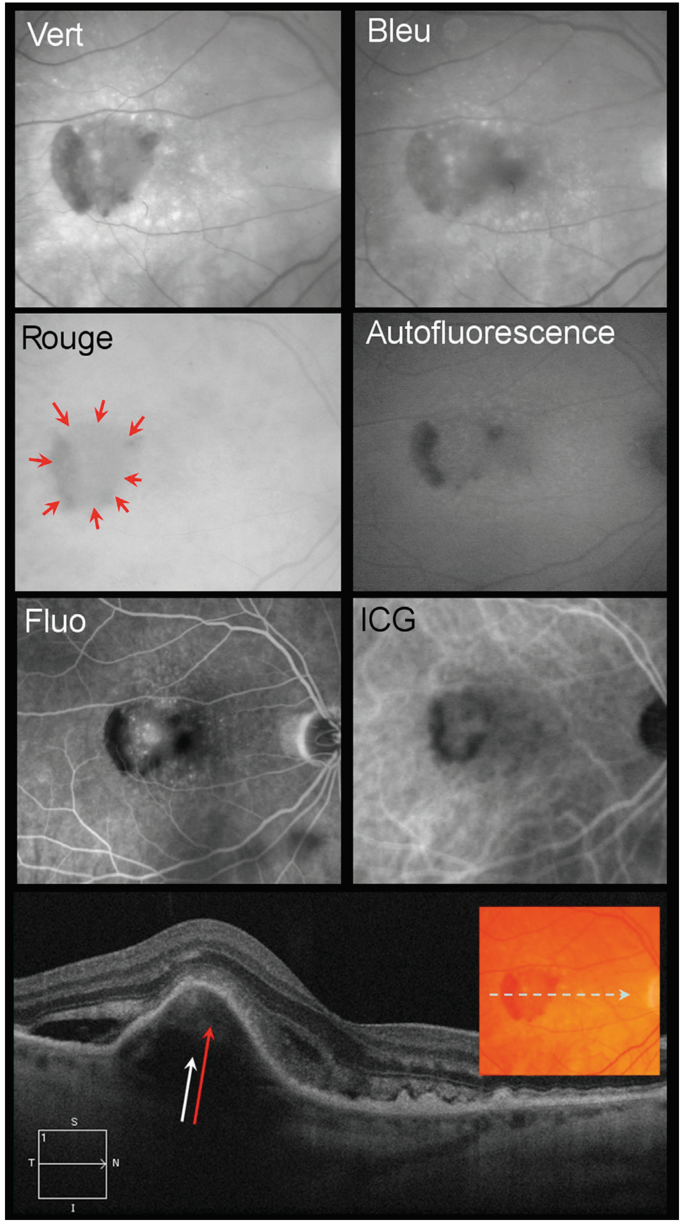


Figure 15.6. Soulèvement vascularisé de l'épithélium pigmentaire dans le cadre d'une DMLA illustrant bien le caractère complémentaire des clichés sans préparation, de l'angiographie à la fluorescéine et au vert d'indocyanine et d'une coupe OCT.

OCT

L'originalité et l'intérêt de cet examen tiennent d'abord à la dimension perpendiculaire de la coupe d'OCT par rapport à celle des autres examens, ce qui donne son caractère complémentaire aux clichés sans préparation et à l'angiographie. On peut également dire que « l'OCT montre l'invisible » : la neurorétine qui n'était jusqu'ici visible ni en biomicroscopie ni sur les clichés d'angiographie.

OCT et DMLA

Dans le cadre de la DMLA, les perturbations de l'architecture fovéale induites par les phénomènes exsudatifs liés aux néovaisseaux ne sont visibles qu'en OCT et font le lien avec les aspects fonctionnels. La figure 15.7 illustre le rôle de l'OCT pour évaluer la situation d'une hémorragie sous-rétinienne (figure 15.7). Enfin, alors que l'angiographie est un examen accompli, l'OCT est encore un examen en devenir.

Par le nombre des patients, la DMLA est actuellement la première pathologie qui bénéficie des progrès de l'imagerie rétinienne. Pour cette raison, l'OCT est devenu l'examen phare de l'exploration rétinienne. Les coupes rétiniennes des appareils en « *spectral domaine* » montrent bien les conséquences des néovaisseaux choroïdiens qui font l'objet des traitements anti-VEGF. Sur la figure 15.8, on note l'intérêt de l'OCT pour détecter une reprise évolutive de néovaisseaux choroïdiens occultes à travers un trouble des milieux (figure 15.8). L'accessibilité des appareils OCT représente un atout pour de nouveaux développements qui ne concernent pas uniquement les patients atteints de DMLA.

Avancés technologiques des OCT

OCT « en face »

L'OCT « en face » utilise les coupes antéro-postérieures réalisées lors du *mapping* maculaire de l'OCT pour reconstruire des coupes orthogonales, dans le plan fron-

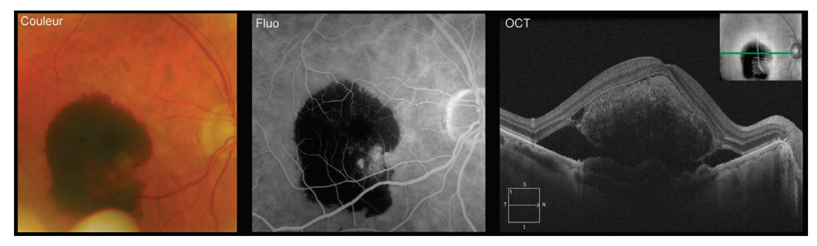


Figure 15.7. Hémorragie sous-rétinienne chez un patient suivi pour des néovaisseaux choroïdiens de la DMLA.
L'OCT montre bien l'absence de lésion de la neurorétine, ce qui est un facteur de pronostic favorable.

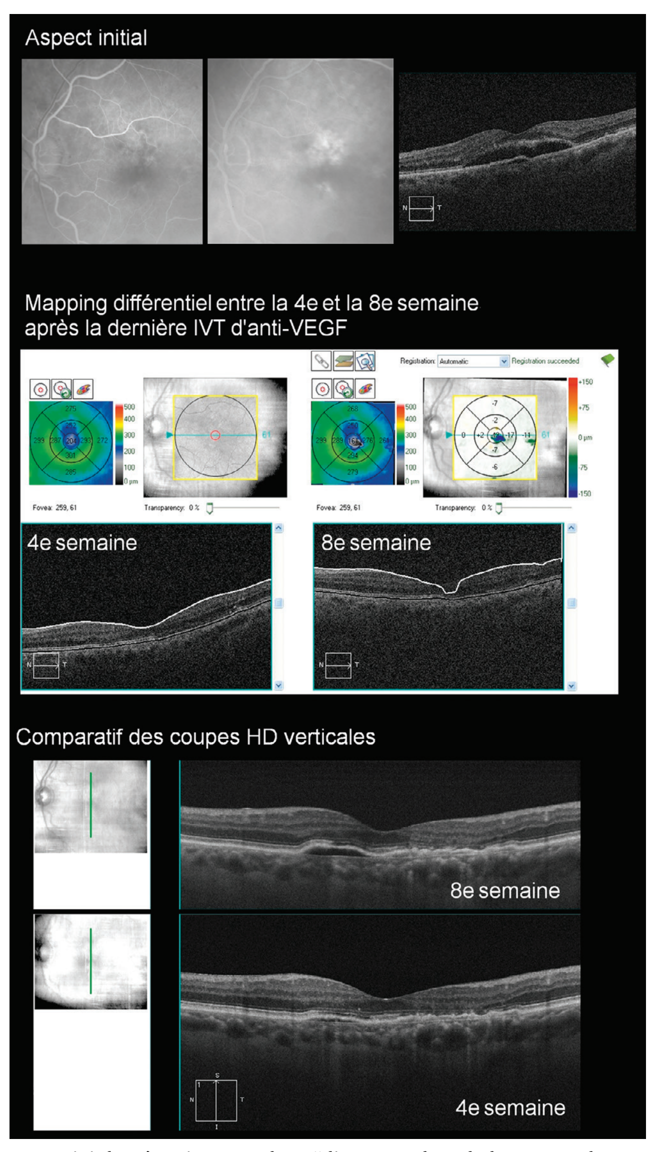


Figure 15.8. Suivi de néovaisseaux choroïdiens occultes de la DMLA chez un patient présentant par ailleurs une cataracte.
En haut, l'aspect initial. Après 3 IVT d'anti-VEGF les phénomènes exsudatifs rétiniens sont résolus et une surveillance par OCT et clichés sans préparation est réalisée.
Au centre le mapping différentiel est de réalisation difficile en raison du trouble des milieux. La cataracte ne facilite pas l'autosurveillance. L'examen soigneux et la comparaison des dernières coupes verticales montrent la majoration de l'épaisseur du soulèvement irrégulier de l'épithélium pigmentaire, témoin d'une reprise évolutive des néovaisseaux. Dans ce cas, c'est bien l'OCT qui guide le retraitement.

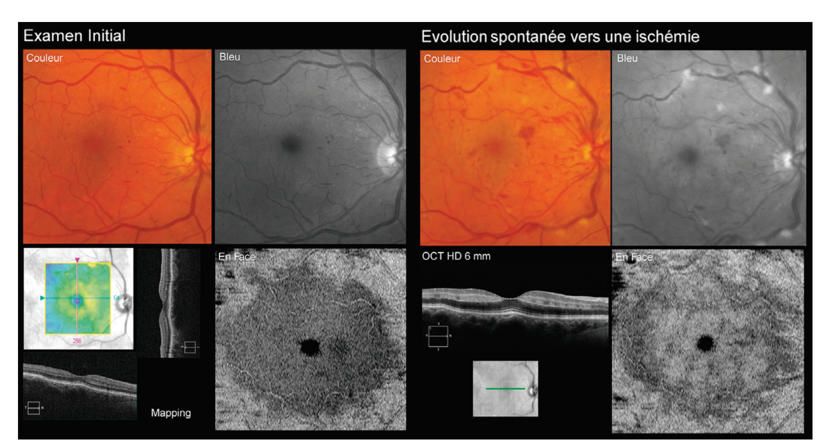


Figure 15.9. Occlusion de la veine centrale de la rétine.
À gauche, l'examen initial ne montre pas de signe d'ischémie. À droite, après 15 jours, la patiente consulte en urgence pour une aggravation fonctionnelle. La coupe d'OCT montre un œdème ischémique. L'OCT « en face » montre la répartition de l'œdème (blanc) au pourtour des veinules avec un aspect de « blanc périveineux ».

tal, donnant une impression de « tranche » de rétine plus ou moins épaisse et plus ou moins profonde (figures 15.2, 15.3 et 15.5). On visualise ainsi des drusen maculaires, la base d'un soulèvement de l'épithélium pigmentaire avec éventuellement un pédicule nourricier des néovaisseaux, une zone d'ischémie lors d'une occlusion artériolaire rétinienne. Chez un patient présentant une occlusion veineuse, le trouble des milieux peut gêner l'interprétation du cliché bleu. Dans ce cas, l'OCT « en face » pourra montrer la répartition périveineuse d'un œdème ischémique (figure 15.9). Ce mode d'examen apparaît comme complémentaire à l'examen habituel des images par OCT en coupe.

OCT *Swept source*

L'OCT *Swept source* utilise une source infrarouge à 1 050 nm invisible pour le patient et bénéficie de l'amélioration des processeurs informatiques qui permet la sommation de nombreuses images et la réalisation de nombreux scans dans l'aire maculaire en un temps réduit (jusqu'à 100 000 scans par seconde pour les appareils les plus performants). La lumière infrarouge permet de s'affranchir de l'opacité de l'épithélium pigmentaire et de réaliser des images précises de la choroïde. L'intérêt de ce mode d'imagerie reste encore à préciser mais les pathologies mixtes choroïdiennes et rétiniennes (choriorétinopathie séreuse centrale, anastomoses choriorétiniennes) pourraient avoir leur pathogénie redéfinie grâce à cet examen.

Optique adaptative

L'optique adaptative permet d'affiner l'imagerie de la rétine en très haute résolution avec diverses applications qui se dessinent progressivement.

Depuis quelques années, la réalisation de cartographie des photorécepteurs sur un champ restreint a été rendue possible grâce à cet outil. Certains auteurs ont montré la possibilité de mesurer la densité des cônes maculaires dans les rétinites pigmentaires, de mesurer des anomalies vasculaires aux stades précoces de certaines pathologies. Par exemple, au cours de la rétinopathie hypertensive, les éléments observés lors de l'examen du fond d'œil, apparaissent de façon relativement tardive. À l'inverse, l'utilisation d'un système d'imagerie en haute résolution utilisant l'optique adaptative permet d'objectiver des modifications précoces de la paroi vasculaire.

Une étude récente a montré l'intérêt de coupler l'optique adaptive à l'angiographie à la fluorescéine pour mieux analyser les microanévrysmes et mieux caractériser la microangiopathie diabétique ou les séquelles d'occlusion veineuse rétinienne.

Conclusion

Le caractère complémentaire de nos techniques d'imagerie est un élément déterminant dans le diagnostic des pathologies maculaires. Il est assez rare qu'un diagnostic soit établi avec une seule source d'information soit par OCT, soit par angiographie. Le plus souvent, ce diagnostic s'établit progressivement avec les informations provenant de techniques différentes. Après l'examen en biomicroscopie et la réalisation de clichés sans préparation, le choix des examens s'oriente en fonction de ces informations complémentaires. Le type de pathologie conditionne aussi ce choix des examens. Par la fréquence, l'imagerie de la macula concerne d'abord le suivi et le contrôle de la réponse aux traitements anti-VEGF chez les patients traités pour les néovaisseaux choroïdiens de la DMLA. Le suivi des patients diabétiques représente aussi un contingent important de patients. Enfin, la part du diagnostic initial (DMLA, occlusions veineuses, pathologies plus rares…) reste conséquente.

Dans la DMLA, alors que l'angiographie est surtout l'examen du diagnostic initial, l'OCT est peu à peu devenu l'examen clef du suivi des traitements des néovaisseaux choroïdiens. Les traitements par anti-VEGF visent à contrôler la croissance des néovaisseaux, rétablir l'étanchéité de leur paroi, atténuer ou faire régresser leur volume et de diminuer la production de fibrose. Dans cette indication, il est souvent plus utile de contrôler les conséquences de la présence des néovaisseaux sur le tissu rétinien sus-jacent, ce que l'OCT fait très bien, alors que l'angiographie sous-estime cette composante mais permet d'étudier la perfusion des néovaisseaux eux-mêmes.

L'angiographie, à la fluorescéine et au vert d'indocyanine, apporte des informations sur les barrières hémato-rétiniennes et la dynamique circulatoire qui sont mal explorées par les autres examens. Pour cette raison, il persiste des indications respectives incontournables de ces examens qui gardent une complémentarité très efficace dans le diagnostic des pathologies maculaires.

CHAPITRE 16

Imagerie de la dégénérescence maculaire exsudative

B. Haouchine

16.1 Signes du diagnostic

Points forts

- Le diagnostic de DMLA exsudative repose sur le bilan d'imagerie par OCT et angiographie.
- La détection d'une néovascularisation pré-épithéliale ou rétro-épithéliale constitue l'élément déclenchant de la stratégie thérapeutique.
- Les formes particulières doivent être diagnostiquées comme les vasculopathies polypoïdales, les anastomoses choriorétiniennes et les déchirures de l'épithélium pigmenté car susceptibles d'adaptation thérapeutique.

Limites

- Les différents diagnostics différentiels doivent être connus pour limiter les erreurs de diagnostic.
- Le diagnostic des néovaisseaux occultes est parfois difficile et peut se baser sur les signes associés (fine lame de décolement séreux rétinien, logettes d'œdème maculaire cystoïde) ou sur l'évolutivité de la lésion.

Imagerie en ophtalmologie

Introduction

Le diagnostic de la dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA) bénéficie de l'importante évolution des techniques d'imagerie et des traitements modernes par anti-VEGF. La mise en place d'un traitement rapide étant une des clés du bon résultat visuel, la prise en charge rapide des patients, présentant des signes cliniques évocateurs, nécessite une bonne organisation de la consultation et une bonne maîtrise de la sémiologie par imagerie.
La détection des signes précoses de la DMLA en OCT et en angiographie représente le meilleur atout pour la prise en charge. L'évolution des appareils OCT avec leur gain régulier de résolution place cette exploration complémentaire au premier rang pour le diagnostic et le suivi des patients avec une importante référence au diagnostic par angiographie au stade du bilan initial.

Bases du diagnostic par imagerie

Dans le diagnostic initial de la DMLA, l'imagerie repose essentiellement sur l'angiographie rétinienne et sur la tomographie en cohérence optique (OCT).

Angiographie à la fluorescéine

L'angiographie à la fluorescéine demeure l'examen de référence et est recommandée dans la plupart des cas (en dehors des contre-indications allergiques), même si plusieurs auteurs cherchent à évaluer la specificité et la sensibilité de ces deux examens dans cette pathologie. L'angiographie permet de mettre en évidence les lésions néovasculaires et d'en préciser le type. Elle permet également d'éliminer les diagnostics différentiels. Les photographies de la région maculaire en couleur sont également conseillées car elles sont utiles pour le diagnostic et sont des images de référence pour le suivi évolutif.

Angiographie au vert d'indocyanine

L'angiographie au vert d'indocyanine est recommandée pour la mise en évidence de certaines lésions de DMLA en particulier en cas de doute sur la présence de lésions polypoïdales ou d'une anastomose chorio-rétinienne. Elle peut aussi être utilisée en cas d'allergie à la fluorescéine.

Tomographie à cohérence optique

Au cours du bilan initial, la tomographie en cohérence optique doit être le complément de l'angiographie à la fluorescéine, mais en pratique l'OCT permet de faire un premier diagnostic, l'angiographie ne servant très souvent qu'à le confirmer.

La tomographie en cohérence optique apporte des renseignements précieux sur les structures maculaires (présence de liquide sous- ou intrarétinien, néovaisseaux, décollement de l'épithélium pigmentaire) indispensables avant d'envisager tout traitement.

Signes du diagnostic

Le diagnostic de dégénérescence maculaire exsudative repose sur la détection de néovaisseaux qui peuvent :

- soit rester sous le plan de l'épithélium pigmenté (néovaisseaux occultes en sémiologie angiographique et néovaisseaux rétro-épithéliaux en sémiologie OCT) ;
- soit franchir l'épithélium pigmenté et devenir sous-rétinien (néovaisseaux visibles en sémiologie angiographique et néovaisseaux pré-épithéliaux en sémiologie OCT).

Néovaisseaux visibles ou pré-épithéliaux

Les néovaisseaux choroïdiens sont dits visibles (NVV) car ils sont situés sous la neurorétine après avoir franchi la membrane de Bruch et l'épithélium pigmentaire. Ils sont caractérisés en angiographie par une hyperfluorescence précoce avec une diffusion maximale dans les temps tardifs.

En OCT, les néovaisseaux visibles donnent une hyperréflectivité fusiforme pas très dense ni homogène pour les néovaisseaux récents, contrairement aux lésions fibrovasculaires plus anciennes qui donnent une hyperréflectivité plus marquée. Un ombrage plus ou moins important des couches choroïdiennes est également présent. Les NVV entraînent un soulèvement de la neurorétine et ont tendance à s'engrener dans la rétine externe (figure 16.1). Les néovaisseaux débutants entraînent un épaississement minime parfois sans logette. Au cours de l'évolution, ces néovaisseaux vont progressivement entraîner une accumulation de liquide sous-rétinien (décollement séreux rétinien ou DSR) dans leur voisinage, ainsi qu'un œdème cystoïde (figure 16.2). Les néovaisseaux visibles entraînent plus fréquemment un œdème cystoïde par rapport aux néovaisseaux choroïdiens occultes.

Néovaisseaux occultes ou rétro-épithéliaux

Il s'agit de néovaisseaux choroïdiens qui restent « contenus » sous l'épithélium pigmentaire. Ils sont mal délimités en angiographie à la fluorescéine, donnant une hyperfluorescence inhomogène, progressive, et une diffusion tardive de colorant dont l'origine reste mal précisée par l'examen. Très fréquemment, s'associe la présence de petits points hyperfluorescents disséminés appelés « pin-points » qui traduisent des altérations de l'épithélium pigmentaire. Le diagnostic des

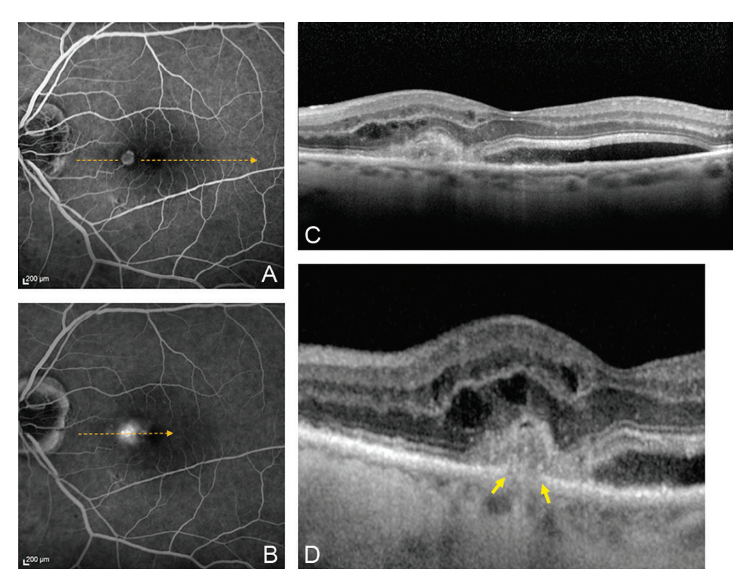


Figure 16.1. Néovaisseaux visibles.
A, B. Temps précoce et tardif de néovaisseaux visibles en angiographie en fluorescence. C. En OCT, le bord nasal de la fovéola est soulevé par une hyperréflectivité fusiforme de la membrane néovasculaire avec un œdème cystoïde et un DSR. D. Détail d'une autre coupe indiquant la zone d'interruption de la réflectivité de l'EP (flèches).

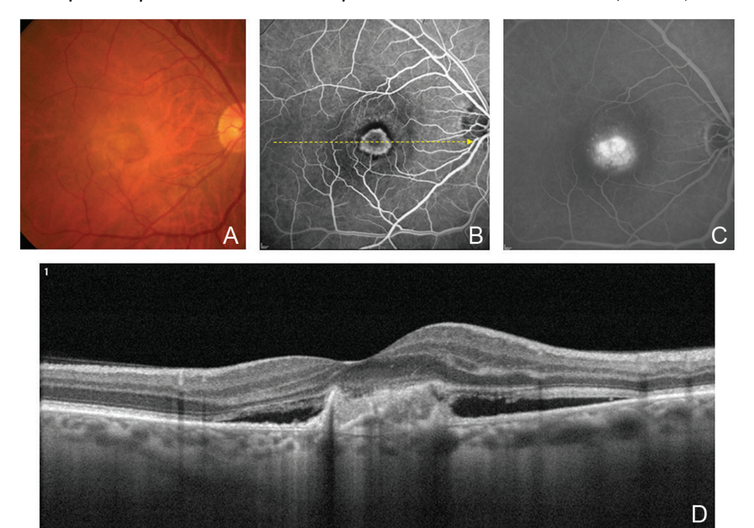


Figure 16.2. Néovaisseaux visibles.
A, B et C. Cliché couleur et angiographie en fluorescence de néovaisseaux visibles. D. L'OCT permet de visualiser l'hyperréflectivité de la membrane néovasculaire. Il permet également de montrer les signes exsudatifs avec un important décollement séreux sans œdème associé.

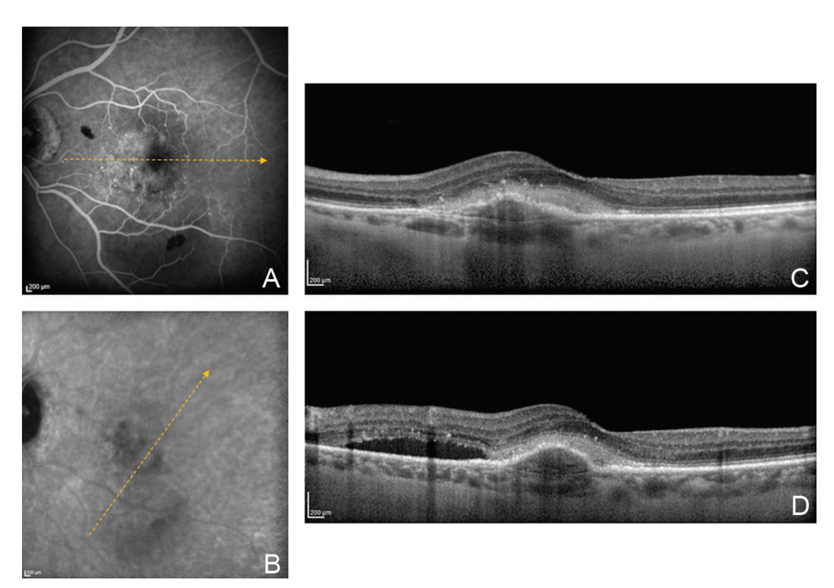


Figure 16.3. Néovaisseaux occultes.
A et B. Angiographie à la fluorescéine et au vert d'infracyanine de néovaisseaux occultes. C. Sur la coupe horizontale, on voit qu'une réaction fibrineuse en regard du soulèvement de l'EP. D. La coupe à 60 ° montre également la présence d'un décollement séreux associé.

néovaisseaux occultes n'est pas toujours facile en angiographie (et le suivi de leur traitement est encore plus difficile).

En OCT, le diagnostic de ces néovaisseaux repose sur la présence d'un soulèvement irrégulier de l'épithélium pigmentaire avec une relative hyporéflectivité sous-jacente (figure 16.3). L'association à des phénomènes exsudatifs rétiniens, décollement séreux rétinien (DSR), réaction fibrineuse et plus rarement œdème rétinien traduit le caractère « actif » des néovaisseaux (figure 16.4). L'œdème est finalement peu fréquent lors des néovaisseaux occultes « purs ». L'aspect en OCT de ces néovaisseaux occultes est extrêmement variable depuis les formes constituées d'un simple décollement plan et irrégulier de l'épithélium pigmentaire sans décollement séreux (néovaisseaux inactifs ou quiescents) jusqu'aux DEP saillants avec un important DSR sur les bords.

L'angiographie au vert d'indocyanine (ICG) a longtemps représenté le complément indispensable à cet examen pour les néovaisseaux occultes. Le recours à l'angiographie au vert d'indocyanine est cependant moins fréquent depuis la démocratisation des OCT et depuis l'avènement des traitements par anti-VEGF qui harmonisent la réponse thérapeutique.

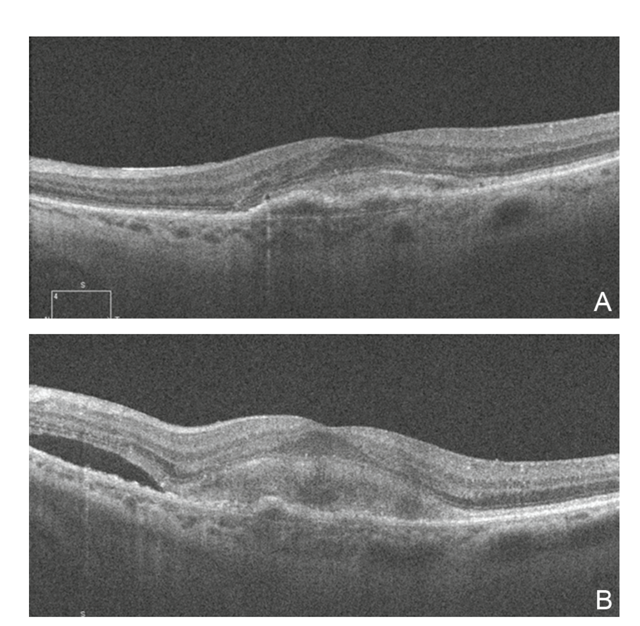


Figure 16.4. Néovaisseau occulte et réaction fibrineuse.
La réaction fibrineuse peut être isolée sans DSR dans les cas débutants (A). Le DSR finit par apparaître dans les cas plus évolués (B).

Formes particulières

Anastomoses choriorétiniennes

La présence d'une anastomose rétino-choroïdienne peut être suspectée dès l'examen OCT. Dans les stades débutants, l'anastomose ne donne qu'un discret soulèvement du plan de l'épithélium pigmenté (EP) puis une hyperréflectivité intrarétinienne en diabolo bien décrite par l'équipe de Créteil avec apparition au cours de l'évolution d'un œdème cystoïde (figure 16.5).
L'angiographie à la fluorescéine et en ICG permet de confirmer le diagnostic dans les cas douteux. Les anastomoses peuvent être observées seules ou associées à des néovaisseaux occultes.

Déchirure de l'épithélium pigmentaire

L'aspect angiographique et en OCT observé dans les déchirures de l'EP est typique avec une interruption brutale du plan de l'EP. La zone de rétraction de l'EP enroulé sur lui-même donne une atténuation de la réflectivité choroïdienne. La zone dépigmentée à l'inverse donne un aspect typique sur les clichés en autofluorescence (figure 16.6). En OCT, cette zone non pigmentée donne une réflectivité choroïdienne plus importante par « effet fenêtre ».

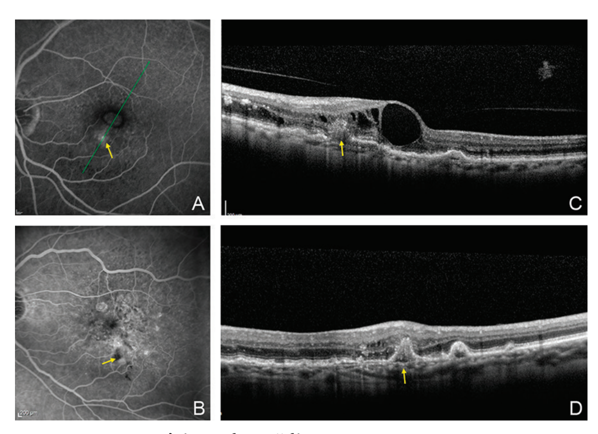


Figure 16.5. Anastomoses rétino-choroïdiennes.
Deux exemples d'anastomoses rétino-choroïdiennes bien visibles en angiographie en fluorescence (A, B).
Les OCT correspondants montrent dans un cas un important œdème cystoïde (C) et dans l'autre de rares micrologettes.

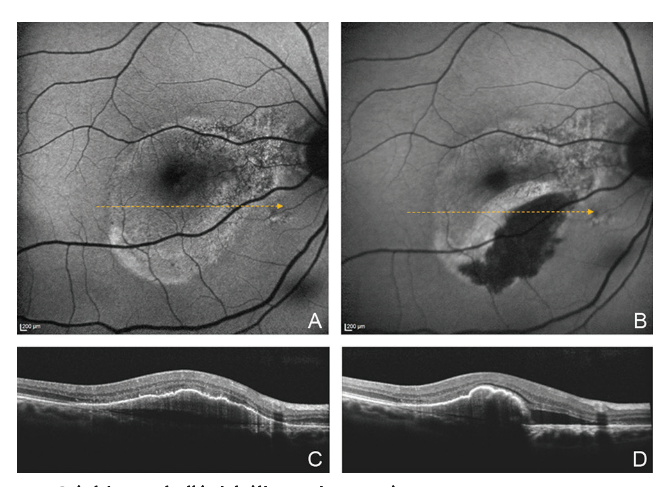


Figure 16.6. Déchirure de l'épithélium pigmenté.
A. Cliché en autofluorescence d'un décollement vascularisé de l'EP. B. Déchirure de l'EP après 1 mois d'évolution. La zone dépigmentée de l'EP entraîne une absence de toute autofluorescence. C. Clichés OCT avant déchirure montrant le soulèvement et le plissement de l'EP. D. Sur la déchirure, la zone de rétraction de l'EP est bien visible, donnant une atténuation de la réflectivité choroïdienne.

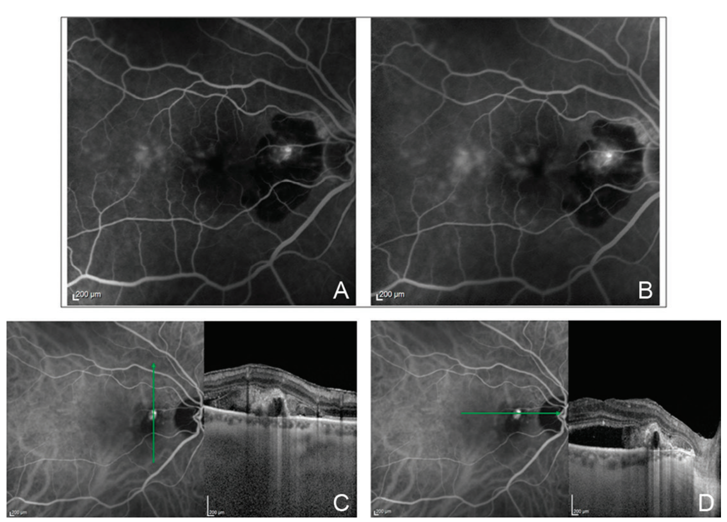


Figure 16.7. Vasculopathie polypoïdale.
Vasculopathie polypoïdale en angiographie à la fluorescéine (A, B) montrant une hyperfluorescence au sein d'une zone hémorragique ; (C, D) les coupes OCT pratiquées au cours de l'angiographie ICG montrant l'ectasie polypoïdale visible sous forme d'un soulèvement du plan de l'EP à bords abrupts. L'OCT révèle également la présence d'un important décollement sérohémorragique.

Vasculopathie polypoïdale choroïdienne

L'examen des coupes OCT permet la visualisation des ectasies polypoïdales (figure 16.7) sous forme de soulèvements de l'EP. Le soulèvement prend souvent un apsect en dôme à bords abrupts.

L'angiographie à la fluorescéine et surtout au vert d'infracyanine permet de confirmer le diagnostic en montrant l'hyperfluorescence des ectasies vasculaires en « grappes de raisin ».

Comme dans le cas des néovaisseaux, l'OCT permet surtout d'évaluer l'importance des signes indirects, séro-hémorragiques.

Conclusion

La présence d'une néovascularisation sous-rétinienne soit rétro-épithéliale, soit pré-épithéliale, signe le diagnostic de DMLA avec risque évolutif vers une baisse durable de l'acuité visuelle. Les progrès de l'imagerie et des traitements par anti-VEGF permettent d'obtenir des résultats visuels d'autant plus performants que le traitement a été institué de façon précoce. Cette réaction rapide passe par une

très bonne connaissance de la sémiologie en imagerie de la DMLA. Les signes associés des néovaisseaux sont autant de signes d'appel et les formes particulières, comme les anostomoses et les polypes, doivent être identifiés car leur traitement et leur suivi peuvent être adaptés.

16.2 Signes du retraitement

Points forts

- La haute résolution des appareils d'imagerie, et notamment par OCT, permet une détection précoce des signes de reprise évolutive d'une néovascularisation de DMLA déjà traitée.
- La sémiologie OCT de la récidive est maintenant bien connue avec réapparition d'œdème, d'un DSR, d'un épaississement rétinien ou d'une progression d'un DEP.
- Les protocoles de suivi des patients sont connus et la détection d'une récidive doit entraîner un renforcement ou une réorientation du protocole pour répondre au mieux soit à une récidive isolée, soit à des récidives à répétition.

Limites

- Les récidives sont parfois diagnostiquées avec retard soit par difficulté à se conformer au protocole établi, soit par un aspect trompeur des images.
- Le recalage des mêmes coupes entre deux examens n'est pas disponible sur tous les appareils d'OCT, limitant ainsi les comparaisons point par point de la région maculaire et du néovaisseau déjà traité.

Introduction

Le traitement de la DMLA concerne un nombre croissant de patients qui bénéficient ensuite d'un suivi régulier. L'imagerie, notamment par OCT, et l'acuité visuelle représentent les éléments essentiels de la détection des récidives avec un rythme de suivi adapté.
La détection d'un épaississement rétinien localisé, en progression entre deux contrôles, de la réapparition d'œdème ou d'une lame de décollement séreux rétinien est un signe d'alerte pouvant déclencher un retraitement ou une adaptation du protocole thérapeutique.

Le suivi par imagerie bénéficie de l'amélioration de la qualité des images par OCT mais le recalage des images entre deux examens semble être un élément technique important pour le suivi ciblé des zones suspectes.
L'OCT est l'examen clé dans la surveillance des néovaisseaux traités. Cette surveillance doit également comporter un contrôle de l'acuité visuelle ainsi que des photographies du fond d'œil. L'angiographie rétinienne à la fluorescéine ou au vert d'indocyanine peut également compléter l'examen dans certains cas particuliers comme en cas de suspicion de vasculopathie polypoïdale.

Surveillance des néovaisseaux traités

La place des différents examens dans la surveillance des néovaisseaux traités n'a pas été précisée dans les études pivotales sur le ranibizumab. Les injections mensuelles systématiques étaient déterminées par le protocole.
Il a fallu attendre les résultats de l'étude PRONTO pour démontrer l'importance de l'OCT dans la surveillance des néovaisseaux et voir les protocoles à la demande (PRN ou Pro Re Nata) s'imposer.
Les critères de retraitement utilisés dans cette étude, basés sur les signes de récidive, ont été repris dans de nombreuses études. Il s'agit principalement des signes exsudatifs détectés par OCT.
Repérer les premiers signes de récidive néovasculaire, souvent très discrets, n'est pas toujours facile. L'avènement des OCT « Spectral Domain » apportant une meilleure résolution a largement facilité le diagnostic très précoce de ces récidives.
Dans l'interprétation de l'OCT, l'analyse simultanée des coupes est primordiale pour déceler par comparaison la moindre différence morphologique entre deux examens.
L'acquisition et le recalage des coupes par « eye tracking » facilitent cette surveillance (figure 16.8). Pour les autres machines ne disposant pas de cette technique, la comparaison des balayages 3D se fait par superposition des reconstructions en OCT du fond d'œil en utilisant l'ombre des vaisseaux rétiniens (figure 16.9).
En cas de doute sur la présence d'une récidive néovasculaire en particulier sur des néovaisseaux visibles, on peut parfois s'aider d'une angiographie à la fluorescéine pour rechercher une diffusion du colorant aux temps tardifs.

Signes en imagerie de la récidive néovasculaire

Décollement séreux

Il est probablement le meilleur signe de récidive. Plusieurs études soulignent l'importance de ce signe. Le diagnostic des décollements séreux débutants est en général facile sur les OCT en spectral Domain à condition d'utiliser des balayages

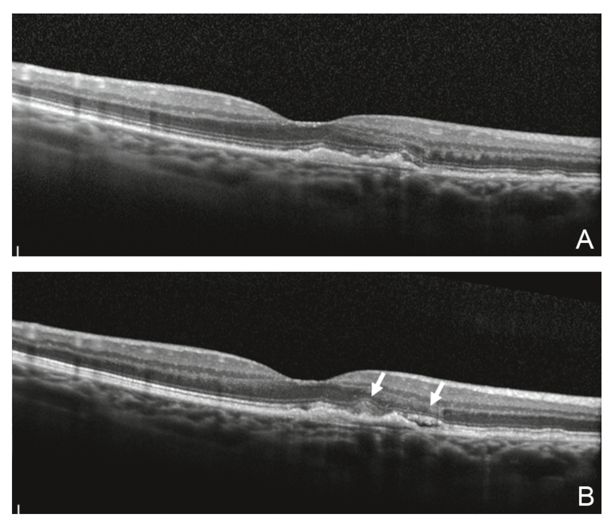


Figure 16.8. Exemple de suivi d'un néovaisseau occulte par « eye tracking ».
A. Néovaisseaux occultes 1 mois après traitement par anti-VEGF. B. Après 1 mois, une récidive débutante est retrouvée sur une coupe repositionnée sur le même endroit par « eye tracking ».

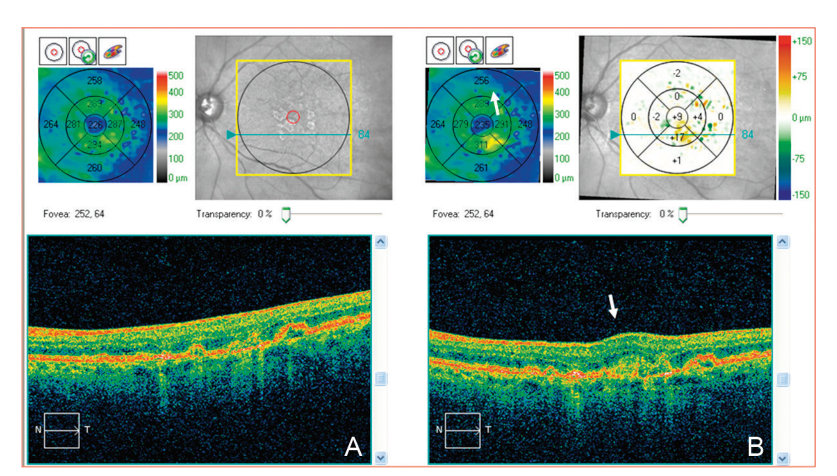


Figure 16.9. Sur les machines ne disposant pas de système d'« eye tracking », le recalage des images est obtenu en utilisant les reconstructions OCT du fond d'œil ou « OCT Fundus image ».
A. Cartographie et image OCT du fond d'œil de néovaisseaux occultes traités.
B. Superposition et recalage du 2e fond d'œil pratiqué après 1 mois révélant la présence d'une récidive (flèche).

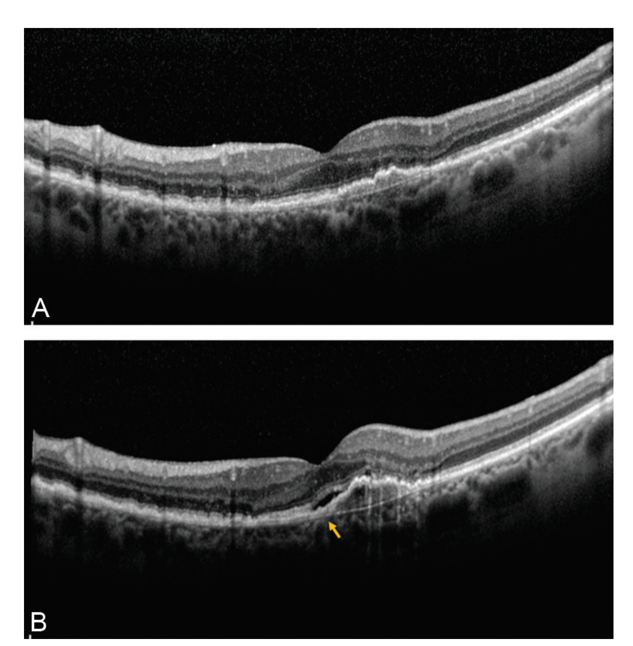


Figure 16.10. Décollement séreux.
A. Surveillance de néovaisseaux occultes 1 mois après traitement. B. DSR débutant minime pouvant facilement passer inaperçu entre deux coupes si elles ne sont pas suffisament rapprochées.

avec des coupes suffisamment rapprochées pour ne pas passer à côté d'un petit DSR « caché » entre deux coupes (figure 16.10).
Dans le cas des néovaisseaux rétro-épithéliaux ou occultes, un décollement séreux peut être précédé ou accompagné d'une réaction fibrineuse parfois très minime.

Œdème cystoïde ou épaississement rétinien

Dans la surveillance des néovaisseaux traités, il faut être attentif à toute modification d'épaisseur rétinienne. Les récidives débutantes ne se manifestent que par un épaississement non cystoïde parfois minime qui évoluera vers un vrai œdème cystoïde s'il n'y a pas de retraitement (figure 16.11). De même que pour le DSR débutant, de petites logettes peuvent facilement passer inapercues si les coupes OCT ne sont pas assez rapprochées.
Les logettes d'œdème rétinien ne devront pas être confondues avec les logettes de dégénérescence microkystique qui ne sont pas toujours rondes et ne s'accompagnent pas d'une élévation de l'épaisseur rétinienne (figure 16.12).

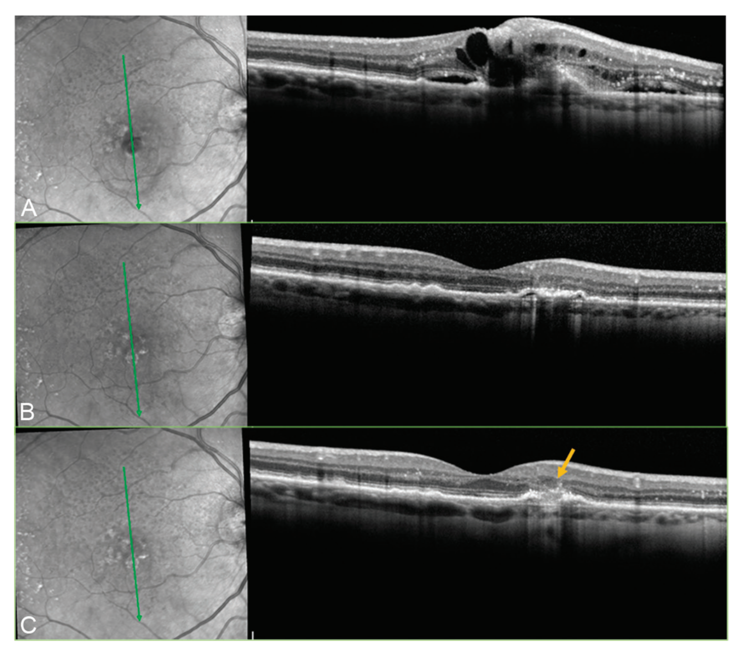


Figure 16.11. Œdème cystoïde.
A. Anastomose rétino-choroïdienne entraînant une hémorragie rétinienne ainsi qu'un important œdème cystoïde. B. Après trois injections intravitréennes d'anti-VEGF, on note une disparition complète de l'œdème et du soulèvement de l'EP. C. Après 1 mois d'évolution, un épaississement minime non cystoïde apparaît.

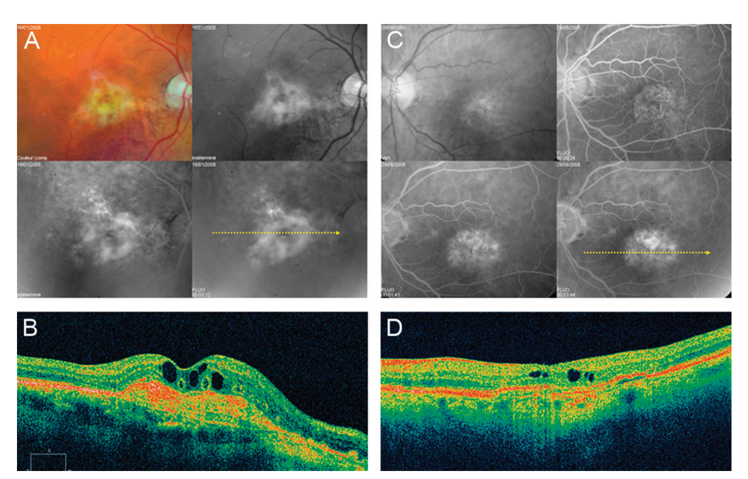


Figure 16.12. Deux exemples de néovaisseaux anciens.
Avec une imprégnation des vaisseaux en angiographie sans diffusion (A, C) et la présence de logettes de dégénérescence microkystique sans œdème en OCT (B, D).

Augmentation du volume du décollement de l'épithélium pigmenté (DEP)

Dans les néovaisseaux occultes, les signes exsudatifs rétro-épithéliaux précèdent l'apparition des signes intrarétiniens. De même, les signes exsudatifs intrarétiniens s'accompagnent toujours d'une augmentation du soulèvement de l'épithélium pigmentaire (figure 16.13), Dans l'étude Pronto, l'augmentation du volume du décollement de l'épithélium pigmentaire n'était pas considérée comme un critère de retraitement durant la première année. La survenue d'une déchirure de l'EP précédée d'une élévation du DEP a conduit les investigateurs à l'inclure dans le protocole, au cours de la deuxième année. Ce signe est considéré par plusieurs auteurs comme un critère de retraitement.

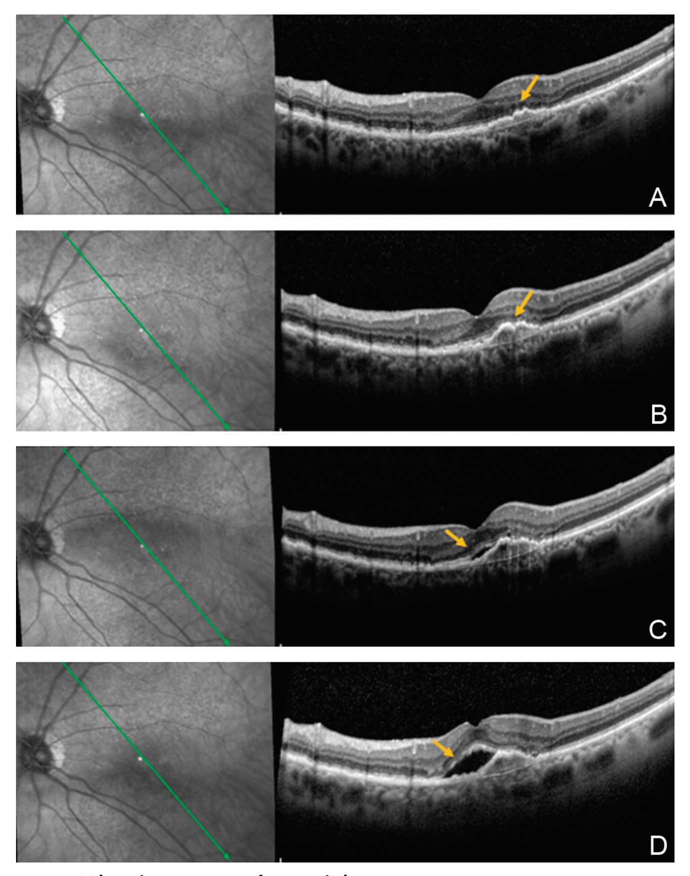


Figure 16.13. Néovaisseaux occultes traités.
A. Surveillance de néovaisseaux occultes traités. La récidive du DSR (C, D) est précédée d'une augmentation du soulèvement de l'épithélium pigmentaire (B).

Hémorragies rétiniennes

Les hémorragies rétiniennes peuvent faire partie des signes précoces de récidive. Les signes intrarétiniens peuvent être très discrets à l'OCT (figure 16.14). Il faudra alors multiplier les coupes passsant par cette zone hémorragique pour s'assurer qu'il s'agit bien d'une hémorragie profonde en rapport avec une récidive néovasculaire.

Augmentation de l'épaisseur rétinienne

L'épaisseur rétinienne centrale est mesurée dans la plupart des études prospectives et fait partie des critères classiques de retraitement. Une augmentation de l'épaisseur rétinienne centrale de plus de 100 µm est généralement considérée comme un critère de retraitement.

Cette mesure automatique de l'épaisseur centrale présente deux inconvénients importants. Le premier est lié aux nombreux artéfacts de mesure en rapport avec l'absence de la ligne de profil postérieure continue que constitue le plan de l'EP (figure 16.15). Le second est que cette mesure ne se modifie que dans des récidives rétrofovéolaires mais reste normale en cas de reprise d'un œdème ou d'un décollement séreux qui ne concerne, par exemple, que les bords d'une plaque rétrofovéolaire.

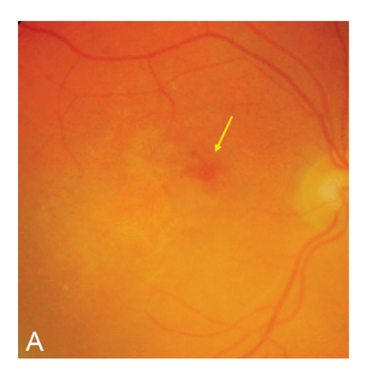




Figure 16.14. Hémorragie et récidive.
A. Une hémorragie rétinienne doit toujours être recherchée dans la surveillance des néovaisseaux traités. B. Les signes intrarétiniens sont souvent très discrets à l'OCT.

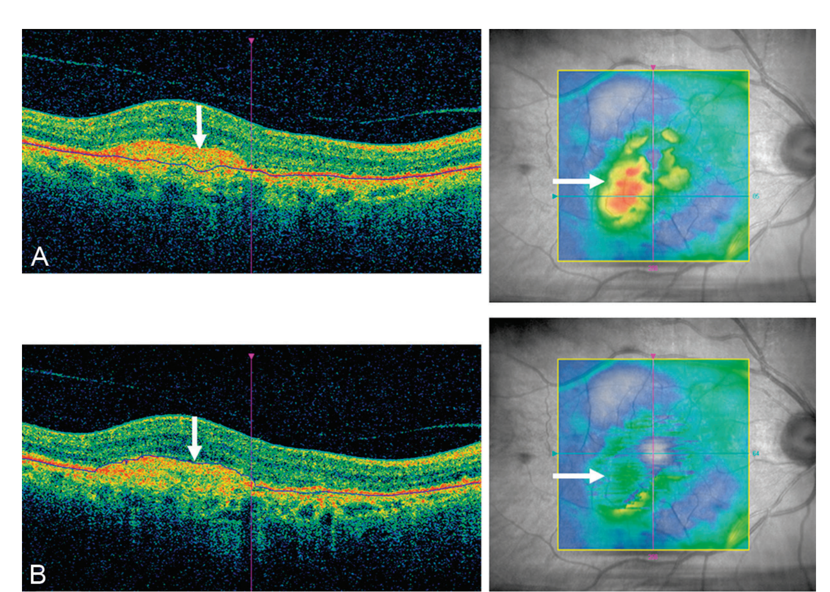


Figure 16.15. Mesure automatique de l'épaisseur rétinienne.
A. Néovaisseaux fibreux. Un épaississement est visble sur la cartographie simulant la présence d'une récidive œdémateuse. B. La correction manuelle de l'épaisseur fait disparaître cette erreur de mesure du logiciel.

Acuité visuelle

La baisse de l'acuité visuelle fait partie des critères de retraitement de la plupart des études. Ce critère ne peut à lui seul motiver une décision de retraitement car elle doit être associée à une récidive des signes exudatifs avec éventuellement une augmentation de l'épaisseur centrale. Une baisse de l'acuité visuelle peut se voir sans aucune récidive néovasculaire (par atrophie ou fibrose). De même, une récidive débutante ne modifie que de façon très minime l'architecture fovéale, en tout cas, pas de façon suffisante pour entraîner une baisse de l'acuité.

Conclusion

La connaissance des signes de récidive néovasculaire sur les clichés d'imagerie représente un élément important du suivi des patients déjà traités pour DMLA. La haute résolution des appareils OCT permet parfois de détecter une récidive debutante, avec peu de signes cliniques et une baisse d'acuité visuelle modérée. La réapparition d'une lame de DSR ou de logettes cystoïdes, l'augmentation d'un DEP ou de l'épaisseur rétinienne sont autant de signes d'alerte, surtout lorsqu'ils sont associés à une baisse d'acuité visuelle.

La détection d'une récidive néovasculaire nécessite la reorganisation du circuit du patient pour reprendre ou modifier le protocle de traitement.

Bibliographie

Bolz M, Simader C, Ritter M, et al. Morphological and functional analysis of the loading regimen with intravitreal ranibizumab in neovascular agerelated macular degeneration. Br J Ophthalmol 2010 ; 94 : 185–9.

Brown DM, Kaiser PK, Michels M, et al, ANCHOR Study Group. Ranibizumab versus verteporfin for neovascular age-related macular degeneration. N Engl J Med 2006 ; 355 : 1432–44.

CATT Research Group, Martin DF, Maguire MG, Ying GS, et al. Ranibizumab and bevacizumab for neovascular age-related macular degeneration. N Engl J Med 2011 ; 364 : 1897–908.

Desmettre T, Cohen SY, Devoisselle JM, et al. Intérêt et indications actuelles de l'angiographie au vert d'indocyanine (ICG). J Fr Ophtalmol 2011 ; 34 : 568–82.

Flynn Jr. HW, Esquiabro M. A variable-dosing regimen with intravitreal ranibizumab for neovascular age-related macular degeneration : year 2 of the PrONTO Study. Am J Ophthalmol 2009 ; 148 : 43–58.

Golbaz I, Ahlers C, Stock G, Schütze C, Schriefl S, Schlanitz F, et al. Quantification of the therapeutic response of intraretinal, subretinal, and subpigment epithelial compartments in exudative AMD during anti-VEGF therapy. Invest Ophthalmol Vis Sci 2011 ; 52 : 1599–605.

Heier JS, Brown DM, Chong V, et al. VIEW 1 and VIEW 2 Study Groups. Intravitreal aflibercept (VEGF trap-eye) in wet age-related macular degeneration. Ophthalmology 2012 ; 119 : 2537–48.

Lalwani GA, Rosenfeld PJ, Fung AE, et al. A variable-dosing regimen with intravitreal ranibizumab for neovascular age-related macular degeneration : year 2 of the PrONTO Study. Am J Ophthalmol 2009 ; 148 : 43–58.

Oubraham H, Cohen SY, Samimi S, Marotte D, Bouzaher I, Bonicel P, et al. Inject and extend dosing versus dosing as needed : a comparative retrospective study of ranibizumab in exudative age-related macular degeneration. Retina 2011 ; 31 : 26–30.

Padnick-Silver L, Weinberg AB, Lafranco FP, et al. Pilot study for the detection of early exudative age-related macular degeneration with optical coherence tomography. Retina 2012 ; 32 : 1045–56.

Querques G, Atmani K, Berboucha E, et al. Angiographic analysis of retinal-choroidalanastomosis by confocal scanning laser ophthalmoscopy technology and corresponding (eye-tracked) spectral-domain optical coherence tomography. Retina 2010 ; 30 : 222–34.

Regillo CD, Brown DM, Abraham P, et al. Randomized, double-masked, sham-controlled trial of ranibizumab for neovascular age-related macular degeneration : PIER Study year 1. Am J Ophthalmol 2008 ; 145 : 239–48.

Rosenfeld PJ, Brown DM, Heier JS, et al, MARINA Study Group. Ranibizumab for neovascular age-related macular degeneration. N Engl J Med 2006 ; 355 : 1419–31.

CHAPITRE 17

Diabète et occlusion veineuse

M. Puech, R. Lezé, E. Forestier

Points forts

- L'association de rétinophotographies en couleur et d'une exploration maculaire par OCT permet un bilan très précis des atteintes vasculaires rétiniennes en cas de rétinopathie diabétique ou d'occlusion veineuse.
- Les rétinographies peuvent être utilisées comme examen de dépistage de la rétinopathie diabétique.
- L'échographie permet un bilan vitréo-rétinien en cas d'hémorragie intravitréenne avec recherche de tractions vitréennes, de néovaisseaux prérétiniens ou de décollement de rétine.

Limites

- Les rétinographies couleurs ne permettent pas toujours une visualisation de la périphérie rétinienne : dans ce cas, les appareils plus récents d'exploration sur 200 degrés permettent d'envisager un bilan plus périphérique, mais avec la limitation de couleurs artificiellement reconstituées et parfois faussées par rapport aux clichés traditionnels.

Introduction

L'imagerie maculaire, en cas de pathologie vasculaire soit liée au diabète, soit liée à une occlusion veineuse, repose sur l'exploration du fond d'œil complétée par des rétinographies couleurs, un bilan par OCT et un bilan angiographique ciblé.
L'imagerie de la rétinopathie diabétique peut être de simple dépistage ou de suivi d'une rétinopathie avérée.
Le contexte d'une occlusion veineuse représente un tableau plus urgent avec nécessité de détecter les signes annonciateurs de rubéose irienne et d'évolution vers un glaucome néovasculaire.
Dans les stades hémorragiques avec perte de transparence des milieux, l'échographie permet un bilan vitréo-rétinien complet.

Maculopathie diabétique

Le pronostic visuel d'une rétinopathie diabétique est corrélé à l'apparition d'une maculopathie.
Le bilan par imagerie permet d'identifier soit un œdème focal, soit un œdème diffus, avec parfois une association des deux types d'œdème donnant une forme mixte. L'atteinte maculaire diabétique peut survenir aux différents stades de la rétinopathie, mais ce retentissement maculaire est corrélé à l'ancienneté d'évolution du diabète et à la gravité du stade de rétinopathie diabétique.

Place de l'imagerie

L'imagerie intervient à différents stades de la surveillance des patients diabétiques :
- en début de surveillance, l'imagerie joue un rôle de dépistage de la rétinopathie diabétique et repose essentiellement sur des rétinophotographies couleurs ;
- pour une rétinopathie diabétique installée, l'association rétinographie, OCT et angiographie sera déployée en fonction du stade d'atteinte rétinienne.

Imagerie de dépistage

Ce stade de l'imagerie rétinienne est essentiellement basé sur le recours à des clichés rétinographiques en couleur pour effectuer un dépistage assez large des patients diabétiques. Le recours à des rétinographes non mydriatiques semble correspondre à ce but de dépistage en privilégiant un cliché centré sur la macula et un cliché centré sur la papille.
Cependant, une analyse de champs plus larges ciblant la moyenne périphérie rétinienne semble utile avec, soit une recomposition de plusieurs clichés pris par rétinographie puis assemblés par des logiciels d'association d'images réalisant des clichés dits « en mosaïque », soit en utilisant des appareils plus récents permettant, en une seule acquisition, de couvrir une observation rétinienne jusqu'à 200° (Optos™) (figure 17.1). Cependant, les couleurs de ces derniers clichés sont des couleurs générées artificiellement et peuvent donner parfois, notamment en périphérie, des codages couleurs différents des clichés traditionnels.



Figure 17.1. Cliché en large champ par système Optos™ avec rétinopathie diabétique caractérisée par la présence d'hémorragies en flammèche et de quelques exsudats.

Imagerie de la rétinopathie diabétique

L'imagerie de la rétinopathie diabétique a pour but d'identifier les différents stades de l'atteinte rétinienne pour en apprécier la gravité et le risque évolutif. La place de la rétinographie couleur reste prépondérante, avec un recours sélectif à l'angiographie. L'arrivée de l'analyse OCT pour la région maculaire a transformé profondément l'approche de cette atteinte rétinienne par le diabète.

Les atteintes rétiniennes périphériques sont de plus en plus imagées par les rétinographes couleurs numérisés qui permettent un effet zoom sur les anomalies de petite taille avec la possibilité de détecter les signes indirects d'ischémie (figure 17.2) (hémorragies, exsudats, néovaisseaux, anomalies microvasculaires intrarétiniennes ou AMIR). L'importance de ces signes permet de classer les atteintes en rétinopathie non proliférante (minime, modérée ou sévère) ou en rétinopathie proliférante (modérée ou sévère).

La place de l'angiographie se réduit de plus en plus en constituant un recours plus ciblé. La sémiologie angiographique permet de détecter les territoires d'ischémie de façon précise avec identification de territoires de non-perfusion (figure 17.3) qui pourront bénéficier d'un traitement par photocoagulation.

L'angiographie fait souvent partie du bilan de départ avec un relai efficace par les rétinographies couleurs et l'OCT pour le suivi.

Le diagnostic de la maculopathie diabétique est surtout du domaine de l'OCT avec distinction entre œdème focal, œdème diffus ou œdème mixte.

Imagerie et suivi du traitement

L'imagerie permet de suivre l'évolution de la rétinopathie, avec un suivi adapté en fonction de l'équilibre du diabète, mais l'imagerie permet aussi d'assurer le suivi évolutif sous traitement.

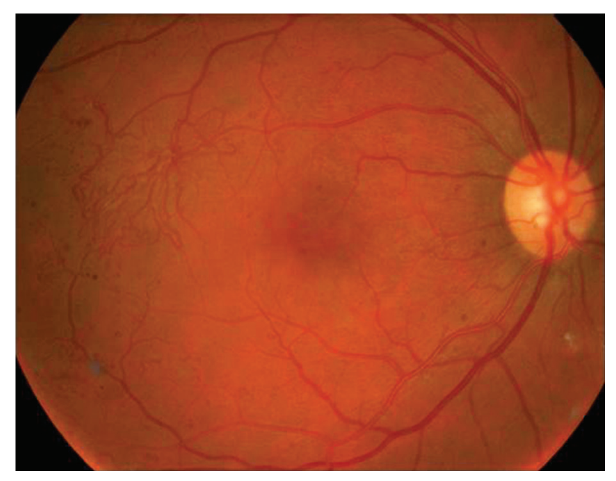


Figure 17.2. Aspect de modifications vasculaires rétiniennes associées à quelques hémorragies et quelques microanévrysmes, l'ensemble faisant suspecter une rétinopathie ischémique.

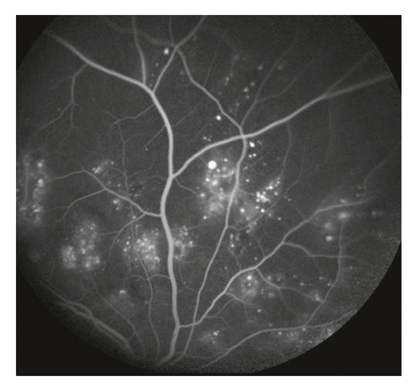


Figure 17.3. Cliché angiographique avec microanévrysmes et territoires d'ischémie rétinienne caractérisés par l'absence de visualisation de la microcirculation rétinienne.

Les injections d'anti-VeGf ont amélioré la prise en charge de l'œdème maculaire avec un complément souvent efficace des traitements par laser en cas d'œdème focal situé à distance de la région fovéolaire.

Le traitement de la périphérie rétinienne peut parfois nécessiter une photocoagulation panrétinienne accélérée en cas de forme proliférante sévère (figure 17.4). Les clichés couleurs périphériques permettent ainsi de vérifier la

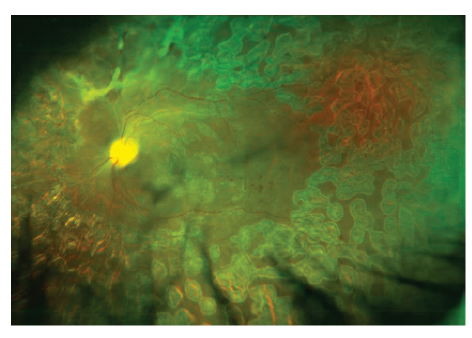


Figure 17.4. Image en appareil Optos™ d'une photocoagulation panrétinienne dans une rétinopathie diabétique floride ayant entraîné un remaniement vitréo-rétinien en nasal supérieur de la papille.

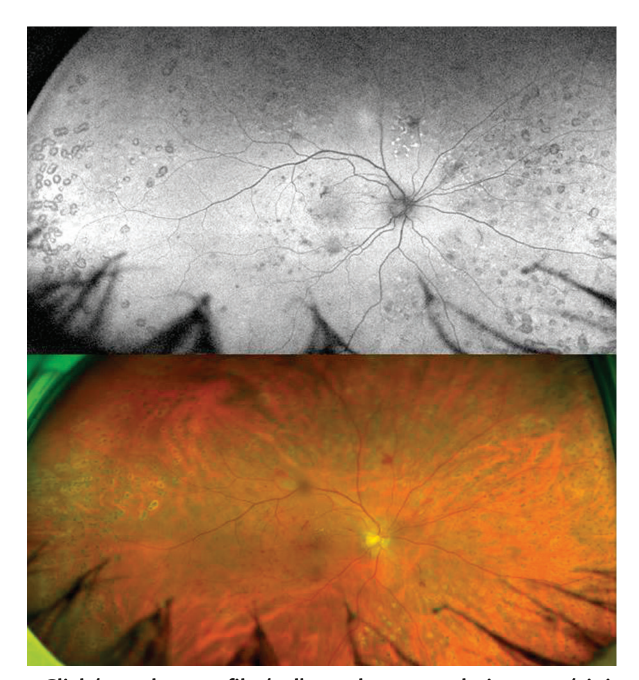


Figure 17.5. Clichés couleurs et filtrés d'une photocoagulation panrétinienne avec persistance de quelques signes hémorragiques et de quelques microanévrysmes.

qualité de la cicatrisation du traitement par laser et de vérifier l'amélioration des signes indirects d'ischémie.

Les clichés couleurs avec dilatation pupillaire et les clichées par appareil de large champ prennent leur place pour ce suivi régulier (figure 17.5).

Imagerie des formes compliquées

Au décours de l'évolution de la rétinopathie diabétique, l'état rétinien peut être aggravé soit par la présence de tractions vitréo-rétiniennes localisées, soit par la survenue d'hémorragies intravitréennes.

Les tractions vitréo-rétiniennes peuvent entraîner un œdème maculaire avec composante tractionnelle rendant parfois moins efficace les traitements par anti-VeGf et corticoïdes (figure 17.6). Parfois, une indication de vitrectomie peut compléter le traitement médical de ces œdèmes persistants.

Les tractions vitréennes périphériques peuvent aussi, dans les stades avancés, entraîner des décollements de rétine localisés d'aspect tractionnel. Dans les formes hémorragiques, ces décollements tractionnels sont découverts par l'examen échographique (figure 17.7).

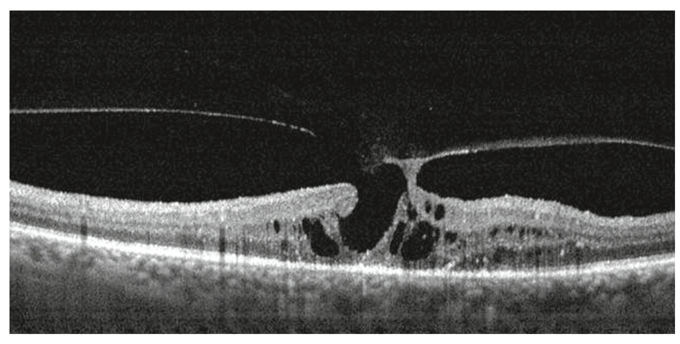


Figure 17.6. Image par OCT d'une traction vitréo-maculaire avec œdème cystoïde et évolution vers un pseudo trou maculaire.

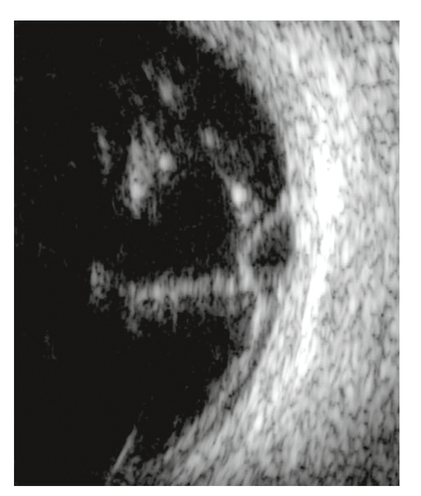


Figure 17.7. Aspect échographique d'un décollement rétinien périphérique assez localisé par mécanisme de traction vitréenne.

Les hémorragies survenant au décours d'une rétinopathie diabétique limitent souvent l'accès au fond d'œil par les systèmes optiques. Le relais est pris de façon très pertinente par l'examen échographique : ce bilan ultrasonore permet souvent d'identifier le point de départ de l'hémorragie intravitréenne : l'examen peut retrouver la présence de néovaisseaux prérétiniens ayant proliféré sur une bride de vitré (figure 17.8) : le siège de ces néovaisseaux est souvent retrouvé au niveau de l'arcade des vaisseaux temporaux (figure 17.9) ou au niveau papillaire.

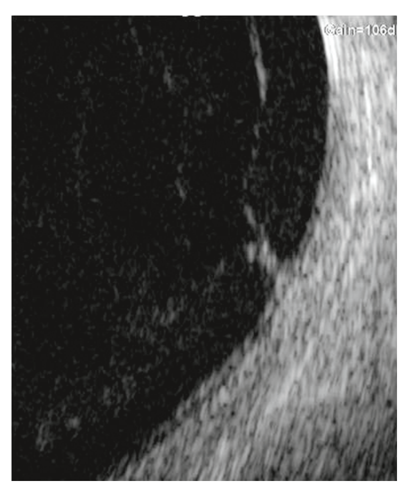


Figure 17.8. Aspect caractéristique, en échographie, d'un néovaisseau prérétinien développé sur une bride vitréenne.

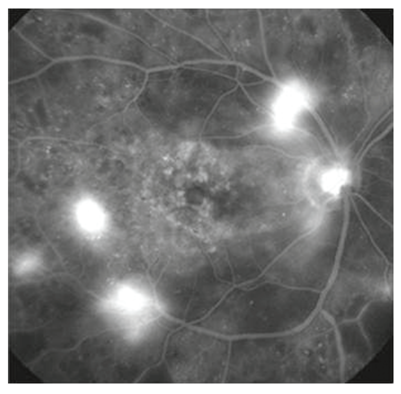


Figure 17.9. Aspect angiographique de néovaisseaux situés au niveau des arcades temporales supérieure et inférieure.



Figure 17.10. Aspect échographique d'une importante hémorragie vitréenne avec décollement du vitré tractionnel avec traction ayant entraîné un décollement rétinien assez étendu.

Parfois, le tableau se complique d'un décollement rétinien soit d'aspect localisé sous forme de décollement tractionnel, soit dans les formes les plus évoluées, avec un aspect de décollement de rétine très étendu masqué par l'hémorragie (figure 17.10).

Stades de la maculopathie diabétique

Œdème maculaire focal

Cet œdème peut être qualifié de modéré ou de sévère en fonction de sa situation par rapport à la région fovéolaire. L'œdème focal est identifié par la présence d'un épaississement maculaire localisé bien identifié sur les cartographies d'épaisseur maculaire par OCT (figure 17.11). Il existe souvent des exsudats au niveau de la jonction entre la zone d'œdème et la rétine saine (figure 17.12). L'identification des zones d'œdème focal a aussi une conséquence thérapeutique en identifiant les formes qui peuvent bénéficier d'un traitement par laser focal, seul ou en complément du traitement anti-VeGf ou corticoïde.

Œdème maculaire diffus

Il peut se traduire par un simple épaississement de la rétine maculaire ou bien s'associer à des logettes d'œdème maculaire cystoïde : ces logettes peuvent soit rester à distance de la fovéola, soit intéresser la région périfovéolaire ou donner des logettes centrales avec des conséquences plus ou moins marquées sur l'acuité

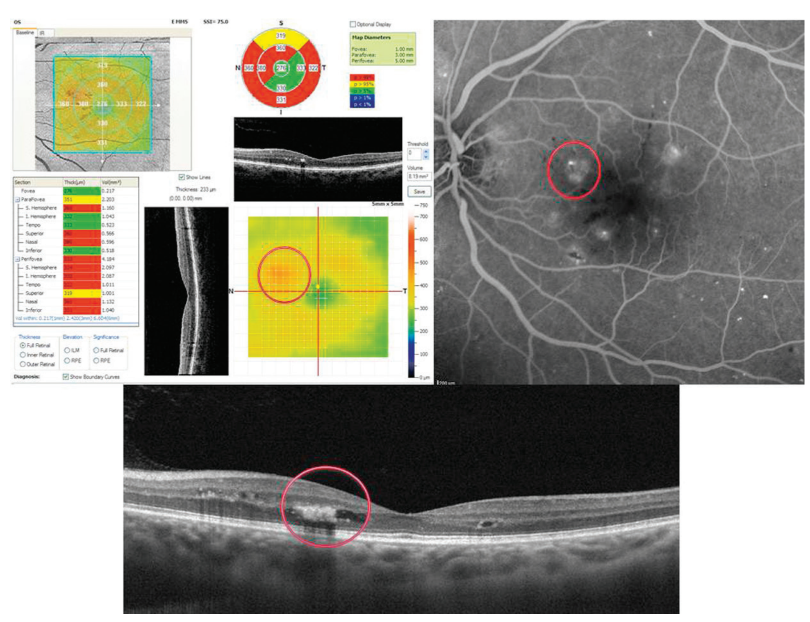


Figure 17.11. Aspect d'œdème focal en nasal de la fovéola avec un épaississement modéré visualisé sur la cartographie d'épaisseur en OCT (aspect légèrement orangé) en regard d'un œdème focal visualisé en angiographie et en OCT en coupe.

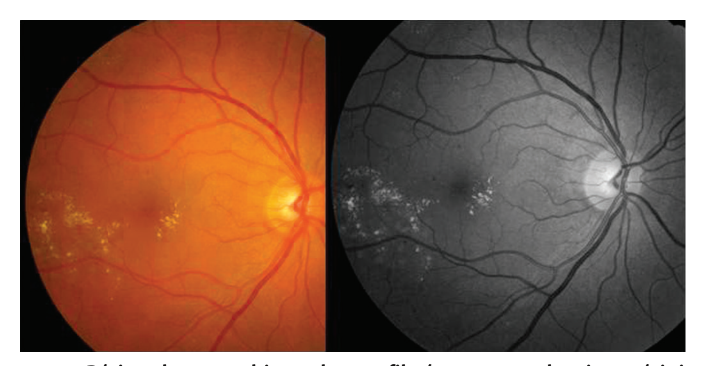


Figure 17.12. Rétinophotographie couleur et filtrée avec exsudats intrarétiniens.

visuelle. Le diagnostic et la surveillance de l'œdème maculaire sont du domaine de l'OCT (figure 17.13) qui est plus précis que l'angiographie pour identifier les différentes formes d'œdème et permet aussi un suivi régulier, en évitant les effets secondaires de l'angiographie.

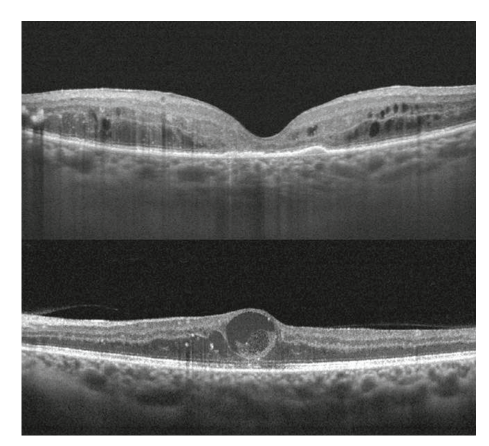


Figure 17.13. Aspect en OCT d'un œdème maculaire diffus avec logettes épargnant la fovéola (en haut) et avec logette fovéolaire (en bas).

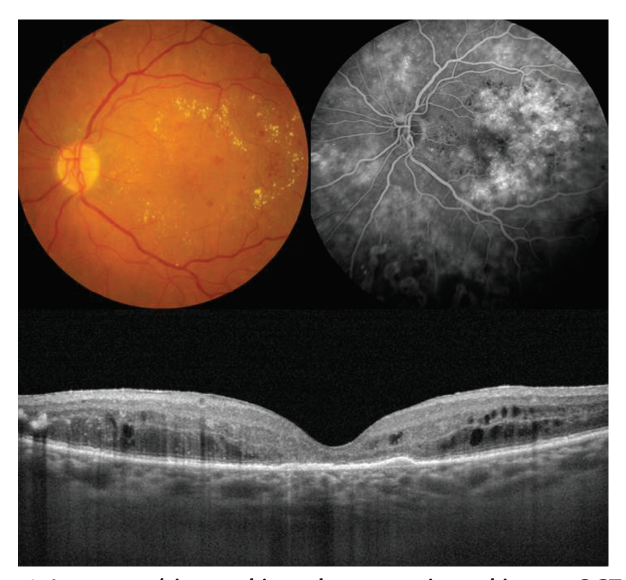


Figure 17.14. Aspect en rétinographie couleur, en angiographie et en OCT d'une forme de maculopathie mixte avec œdème focal entouré d'exsudats et œdème diffus. La réaction œdémateuse épargne la fovéola.

Formes mixtes

Il peut coexister pour certains patients des formes d'œdème diffus avec un œdème focal témoignant de mécanismes associés de rupture de la barrière hémato-rétinienne (figure 17.14).

L'imagerie est au premier plan du diagnostic et du suivi de la maculopathie diabétique avec un apport indispensable de l'OCT pour déterminer le stade d'atteinte maculaire. L'angiographie représente une indication limitée d'examen complémentaire. Pour les formes compliquées, l'échographie complète efficacement le bilan des formes tractionnelles et des formes proliférantes avec complication hémorragique.

Apport de l'imagerie en cas d'occlusion veineuse rétinienne

Le tableau de survenue d'une occlusion veineuse rétinienne est souvent un tableau aigu avec risque d'évolution vers un glaucome néovasculaire pour les formes les plus sévères.
L'imagerie permet de faire le bilan initial en détectant les risques d'ischémie rétinienne.
Les rétinophotographies et l'OCT sont en première ligne après le bilan de fond d'œil.
Le complément d'exploration après l'examen du fond d'œil consiste en la prise de rétinophotographies pour quantifier les atteintes rétiniennes et leur étendue.
Les occlusions partielles n'entraînent qu'une réaction sur une partie de rétine plus ou moins limitée avec un retentissement visuel surtout lié à l'atteinte de la région maculaire (figure 17.15).
Les signes d'une occlusion veineuse sont principalement la présence de nombreuses hémorragies rétiniennes sur le territoire occlus avec parfois l'association à des exsudats intrarétiniens. En phase aiguë, cette atteinte peut être surveillée si l'acuité visuelle n'est pas trop altérée.
En cas d'association à un œdème maculaire, l'acuité visuelle est plus fortement atteinte et l'exploration par OCT permettra de quantifier l'œdème maculaire (figure 17.16).
Cette imagerie de départ servira de référence pour l'évolution future soit spontanée, soit en cours de traitement.
Les formes partielles avec acuité visuelle supérieure à 5/10° sont de bon pronostic, alors que les formes d'emblée complètes avec occlusion de la veine centrale de la rétine et une acuité visuelle inférieure à 3/10° ont un risque d'ischémie important. Ce tableau d'atteinte étendue de la rétine peut entraîner une évolution rapide vers un glaucome néovasculaire faisant parfois contrôler l'iris par angiographie. Cette situation entraînera une décision de traitement institué rapidement avec une panphotocoagulation en quelques semaines plus ou moins associée à des traitements par IVT (corticoïde ou anti-VeGf).

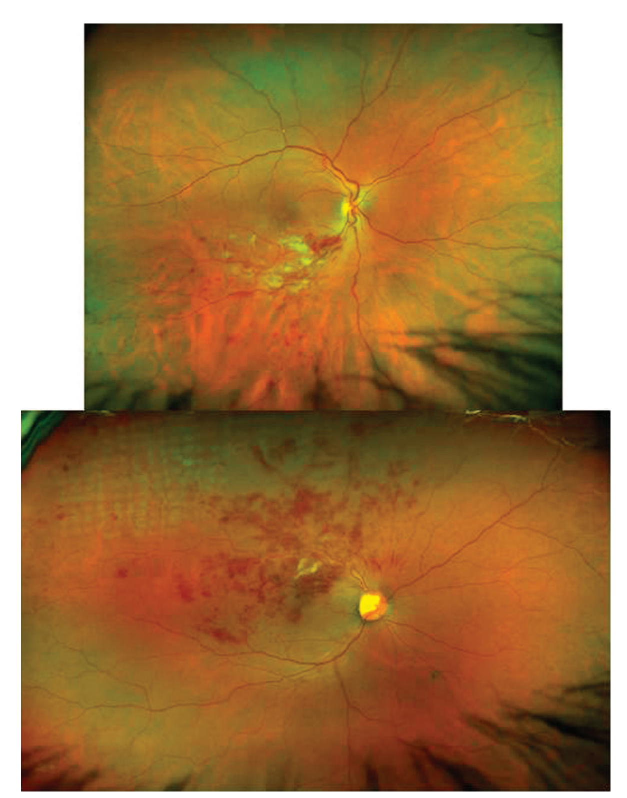


Figure 17.15. Image en Optos™ d'une occlusion de branche veineuse inférieure semblant épargner la région fovéolaire (en haut) et aspect d'une occlusion plus étendue avec probable atteinte fovéolaire (en bas).

Le recours à l'angiographie rétinienne est limité mais pourra être utile en cas d'évolution vers une néovascularisation prérétinienne ou prépapillaire, notamment en cas d'hémorragie intravitréenne pour mieux localiser les néovaisseaux.
En cas d'hémorragie intravitréenne trop dense, le recours à l'échographie permet d'identifier les néovaisseaux prérétiniens et prépapillaires et d'observer d'éventuelles complications rétiniennes à type de décollement de rétine localisé ou plus étendu.
Si un glaucome néovasculaire s'est installé, l'analyse par UBM permet d'observer les synéchies irido-cornéennes antérieures (figure 17.17).

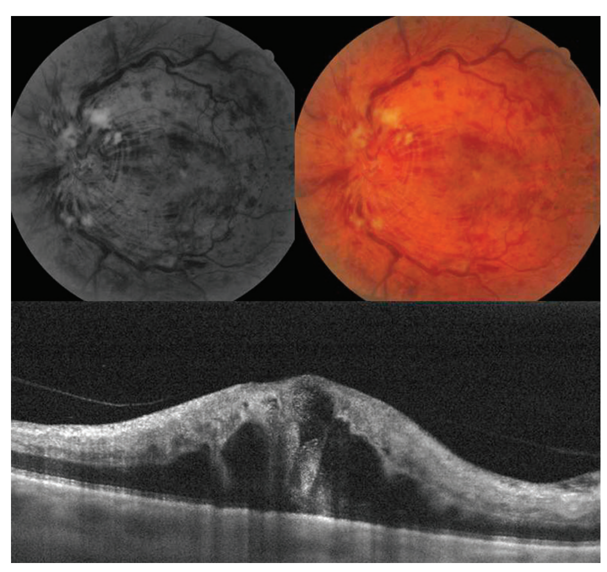


Figure 17.16. Cliché couleur et filtré d'une importante occlusion de la veine centrale de la rétine avec une réponse maculaire œdémateuse importante visualisée sur la coupe OCT.



Figure 17.17. Aspect en UBM d'une large synéchie irido-cornéenne périphérique dans le cadre d'un glaucome néovasculaire.

Conclusion

L'imagerie en cas de rétinopathie diabétique ou d'occlusion veineuse permet de quantifier l'importance de l'atteinte rétinienne de ces deux pathologies.

Le bilan de départ donne une idée du pronostic visuel et permet de guider les traitements les plus adaptés.
Dans ce rôle, l'association de rétinographies couleurs à l'exploration maculaire par OCT permet d'identifier le risque de complications et permet de surveiller l'évolution spontanée ou sous traitement. L'angiographie devient un examen d'indication plus limitée mais garde sa place notamment en cas de doute sur la présence d'une ischémie périphérique ou en cas d'hémorragie intravitréenne modérée masquant partiellement des néovaisseaux prérétiniens. Dans les situations les plus évoluées avec rétinopathie proliférante associée à une importante hémorragie intravitréenne, l'échographie permet une visualisation de l'état rétinien avec parfois découverte de tractions vitréennes pouvant soit majorer un œdème maculaire, soit entraîner un décollement rétinien tractionnel.
L'imagerie prend toute sa place dans le diagnostic et le suivi des rétinopathies diabétiques et des occlusions veineuses rétiniennes.

CHAPITRE 18

Imageries des maculopathies chirurgicales

V. Pierre-Kahn

Points forts

- L'imagerie par OCT est devenue incontournable pour le bilan pré- et postopératoire avec sa très haute résolution et son caractère non invasif.
- L'OCT « en face » donne une vision plus parlante du retentissement des pathologies vitréo-rétiniennes.
- L'angiographie et l'autofluorescence apportent une analyse complémentaire dans les pathologies vasculaires.
- L'imagerie par OCT commence une intégration en peropératoire.

Limites

- La perte de transparence des milieux limite l'accès à la macula par OCT et rétino-photographies avec un relais possible par échographie mais avec une résolution inférieure aux OCT actuels.

Introduction

Les pathologies maculaires chirurgicales sont très nombreuses. La plupart d'entre elles sont l'expression d'un décollement postérieur du vitré pathologique comme les trous maculaires, les membranes épimaculaires, les tractions vitréo-rétiniennes et certaines maculopathies du myope fort. D'autres répondent d'une pathologie profonde choroïdienne comme les néovaisseaux choroïdiens maculaires responsables d'hématomes sous-rétiniens larges. Des anomalies congénitales du nerf optique peuvent être à l'origine de décollement rétinien maculaire (fossettes colobomateuses ou *morning glory syndromes*). Enfin, et plus rarement, certains œdèmes maculaires d'étiologies très variables peuvent être candidats à un traitement chirurgical.

Explorations de la macula

L'examen biomicroscopique du fond d'œil (FO) couplé aux rétinophotographies du pôle postérieur reste la première séquence diagnostique de ces maculopathies. L'analyse du vitré au biomicroscope permet de conclure à un décollement étendu du vitré lorsque l'anneau prépapillaire de Weiss est visible. L'existence d'une membrane épimaculaire (MER) visible associée à la présence de cellules pigmentées dans le vitré antérieur ou d'une hyalite, par exemple, orientent vers une étiologie secondaire. Les pathologies de l'interface vitréo-rétinienne sont documentées par des clichés en lumière bleue. Les clichés en lumières rouge et verte sont utiles en cas d'hémorragies maculaires (la lumière rouge permet de passer au travers d'une hémorragies, la lumière verte utile pour objectiver les hémorragies). L'angiographie en fluorescéine (FA), rarement indiquée, devient utile en cas de MER secondaire ou de processus néovasculaire choroïdien. Mais la tomographie par cohérence optique en *spectral domain* (SD-OCT) reste l'examen de référence dans le diagnostic, le pronostic et le suivi postopératoire de ces maculopathies [1]. Elle peut aussi se réaliser aujourd'hui au bloc opératoire, couplée aux microscopes pour imager au plus juste l'aspect maculaire peropératoire. Son intérêt reste néanmoins à définir dans cet environnement.
Le tableau 18.1 résume les avantages et limites des différents moyens d'exploration.

Pathologies maculaires chirurgicales

Membranes épirétiniennes

Elles sont le plus souvent idiopathiques liées à un décollement vitréen postérieur (DPV), qu'il persiste ou non une attache papillaire de la hyaloïde postérieure (figure 18.1).

Tableau 18.1. Intérêt respectif des différents moyens d'imagerie dans les pathologies maculaires chirurgicales.

	Couleurs	Anérithres/ AF/FA	OCT	En face OCT	FA/ICG	Échographie B
MER	++	++	+++++	+++	+-	-
TVM	++	++	+++++ 3D	+++	-	-
OM	++	++	+++++	++	+++	-
TM	++	+	+++++	+	-	-
Myopie forte	++	++	+++++	++	-	+
Hématomes	++	+	+++++	-	+++	+-
Anomalies papillaires	++	+	+++++	-	-	-

MER : membrane épimaculaire, TVM : traction vitréo-maculaire, OM : œdème maculaire, TM : trou maculaire, AF : autofluorescence, FA : angiographie en fluorescence, OCT : *optical coherence tomography*, ICG : angiographie au vert d'indocyanine, 3D : OCT tridimensionnel.

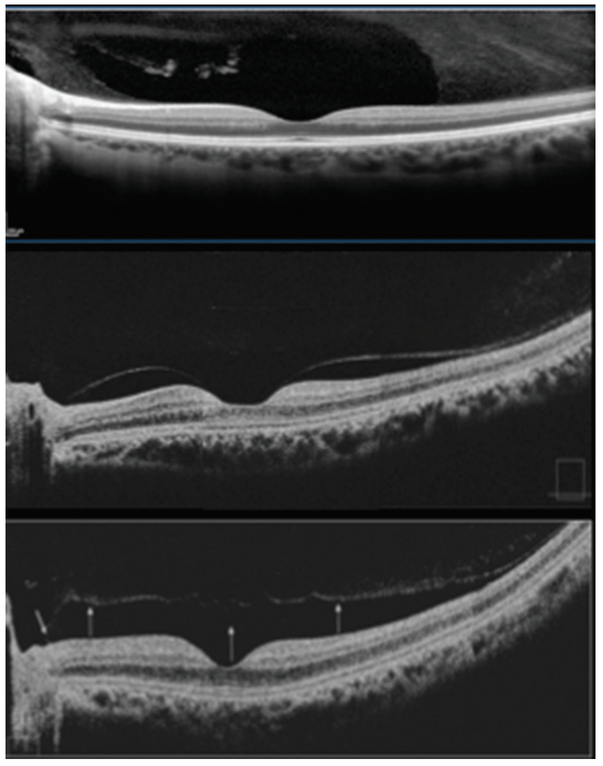


Figure 18.1. Séquence du DPV physiologique en OCT.
En haut : absence de DPV ; au milieu : DPV périfovéal ; en bas : DPV incomplet.

Aspect préopératoire

La membrane est visible au fond d'œil, membrane cellophane plus ou moins opaque, avec parfois un ou plusieurs nœuds de rétraction. Les forces de contraction qu'elle exerce à la surface rétinienne, bien visibles sur les clichés en lumière bleue ou sur les C-scan de l'OCT « en face » (figure 18.2), induisent des plis rétiniens superficiels, plus ou moins radiaires, une tortuosité des vaisseaux à destinée maculaire, une déformation du pigment xanthophylle, des hémorragies rétiniennes superficielles voire des nodules cotonneux par strangulation des fibres optiques. En OCT, la membrane est visible comme une ligne hyper-réflective prérétinienne (figure 18.2) plus ou moins clivée de la surface rétinienne. Une strangulation maculaire peut se produire lorsque la fovéa fait hernie au travers d'une ouverture au centre de la MER. Cette situation impose une chirurgie rapide. Des coupes passant par la papille sont systématiquement réalisées pour déceler un DPV incomplet, information utile en vue d'une intervention chirurgicale dont la première étape consiste à créer le DPV. Les plis superficiels rétiniens sont bien visibles. En présence de plis rétiniens profonds, l'accolement de ces plis les uns aux autres ne se distinguent plus dans un épaississement rétinien devenu diffus. L'œdème rétinien souvent non cystoïde est la règle; l'épaisseur centrofovéale reste mal corrélée à l'acuité visuelle (figure 18.3), l'indication opératoire est souvent portée sur l'importance de la dégradation fonctionnelle plutôt que sur celle de l'œdème. La présence de logettes cystoïdes intrarétiniennes peut faire indiquer la réalisation d'une angiographie à la fluorescéine à la recherche d'une vasculopathie maculaire à l'origine de cette membrane. La déformation de la dépression fovéale peut aller d'un simple comblement à un œdème centromaculaire en passant par des modifications du profil des berges fovéales.
Lorsque la membrane induit une contraction centripète des berges fovéales, une image de *pseudo-trou maculaire* (figure 18.4) apparaît, donnant l'aspect au FO d'un trou maculaire souvent ovalisé. Dans ce cas, les berges de l'entonnoir fovéal sont verticalisées, l'épaisseur centro-maculaire est normale ou augmentée, associée à un épaississement périmaculaire. À l'inverse, les *trous maculaires lamellaires* (figure 18.5), conséquences d'une libération pathologique de l'adhérence vitréo-

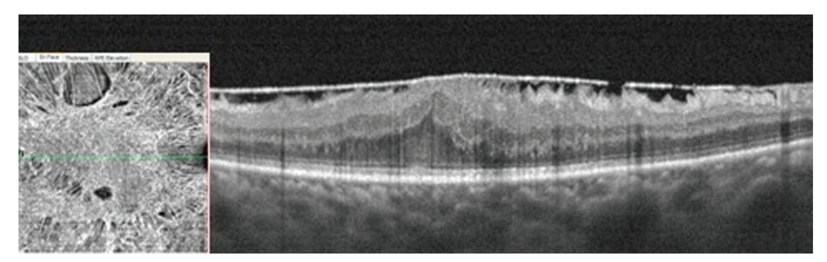


Figure 18.2. MER : B scan OCT, ligne hyper-réflective partiellement clivée de la surface maculaire. C scan en face OCT : parfaite visualisation de l'étendue de la membrane, de ses bords libres, des plis rétiniens induits et des forces de traction tangentielles en jeu.

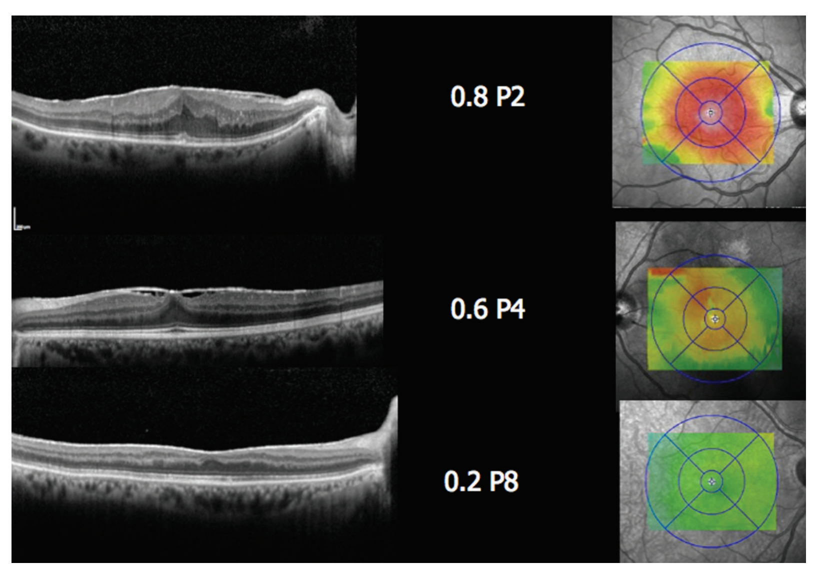


Figure 18.3. OCT maculaire et cartographie d'épaisseur maculaire de trois patients pseudophaques ayant chacun une MER dont la répercussion fonctionnelle n'est pas corrélée à l'importance de l'œdème maculaire.

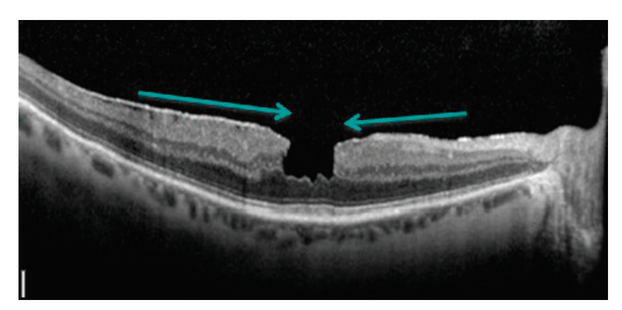


Figure 18.4. OCT maculaire : MER responsable d'un pseudo-trou maculaire. Les flèches indiquent le sens centripète des tractions induites par la MER.

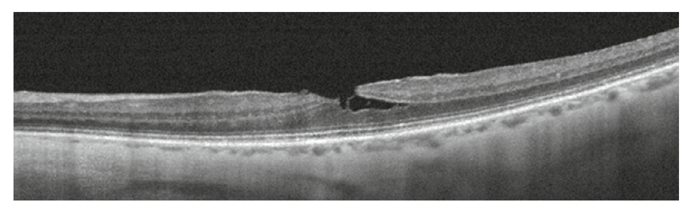


Figure 18.5. OCT maculaire chez un myope fort : trou maculaire lamellaire sans MER associée. Noter l'amincissement choroïdien majeur.

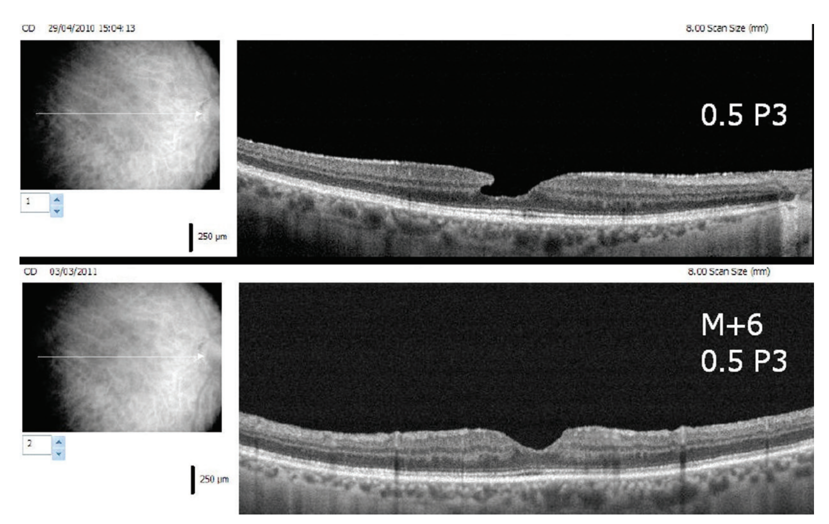


Figure 18.6. Trou maculaire lamellaire sans MER.
Évolution postopératoire : normalisation de la dépression fovéale sans aucun bénéfice fonctionnel. La chirurgie des trous lamellaires reste donc réservée aux trous associés à une MER symptomatique.

fovéale, présentent un clivage intrarétinien lamellaire, une perte d'épaisseur irrégulière des couches fovéales externes, une MER étant très inconstante. Ils ne sont que très rarement chirurgicaux (figure 18.6). La différenciation entre pseudo-trou et trou lamellaire est parfois ardue avec le simple SD-OCT en B-scan puisque les berges d'un pseudo-trou peuvent être atypiques, irrégulières, asymétriques voire étirées et cystiques avec dissection parfois lamellaire. Les avancées du SD-OCT « en face » ont permis de différencier plus facilement les pseudo-trous des trous maculaires lamellaires. En effet, l'OCT « en face » objective des plis rétiniens sur les bords d'un pseudo-trou plus ou moins anarchiques, avec un ou plusieurs épicentres, liés à l'existence d'une MER [2] alors qu'aucun pli n'est visible à la surface d'un trou lamellaire, même en présence d'une membrane (figure 18.7).

Une accumulation de dépôts sous-rétiniens hyper-réflectifs en OCT, hyperautofluorescents, est parfois visible comme un point jaune au FO et traduirait une modification de la phagocytose des articles externes des photorécepteurs, induite par la membrane épimaculaire.

Une acuité initialement basse, une membrane ancienne, une altération de la ligne IS/OS (ligne de jonction entre articles internes et articles externes des photorécepteurs) ou de la limitante externe, des logettes intrarétiniennes apparaissent comme des indicateurs de mauvais pronostic. En revanche, l'accumulation de matériel pseudo-vitellin sous-fovéal ne semble pas compromettre le pronostic postopératoire.

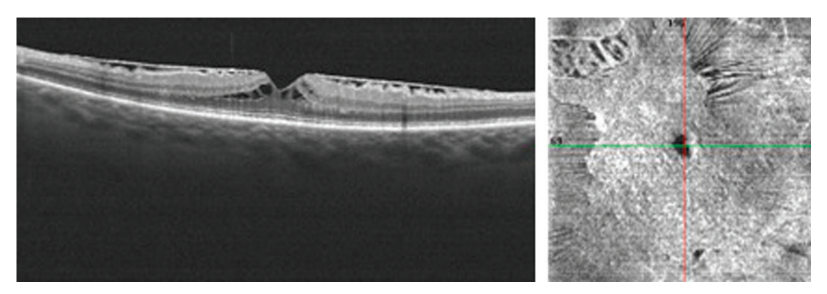


Figure 18.7. OCT maculaire B scan et « en face ».
Trou maculaire lamellaire et MER. Noter l'absence de plis rétiniens sur les bords du trou lamellaire.

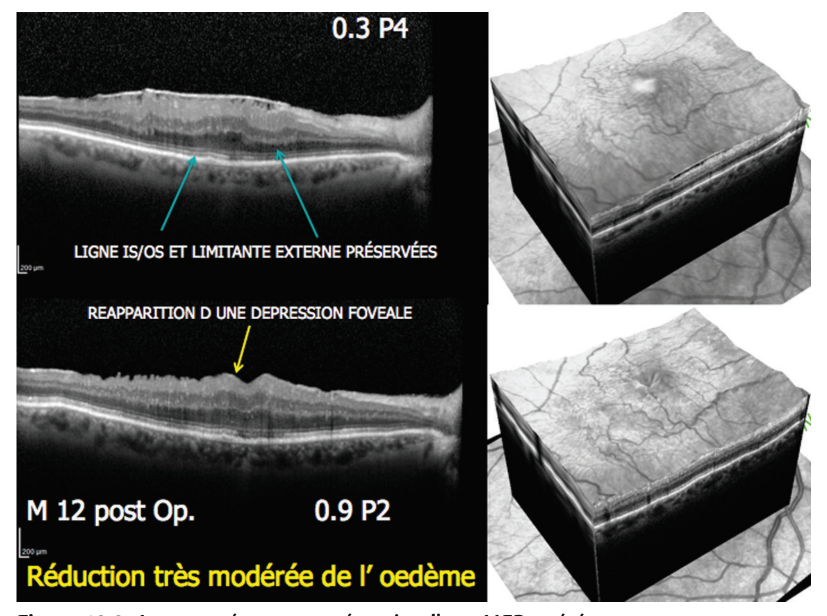


Figure 18.8. Aspect pré- et postopératoire d'une MER opérée.
Diminution de l'œdème maculaire loin d'une normalisation du profil maculaire, lié à un certain degré de gliose intrarétinienne.

Aspect postopératoire

Après ablation chirurgicale, l'OCT démontre une diminution quasi constante mais lente de l'épaississement maculaire. La dépression fovéale peut réapparaître mais de manière inconstante. Un aspect maculaire postopératoire strictement normalisé est cependant rare, ce qui n'empêche pas l'acuité visuelle de s'améliorer (figure 18.8). Le matériel pseudo-vitelliforme sous-fovéal tend à disparaître. Une

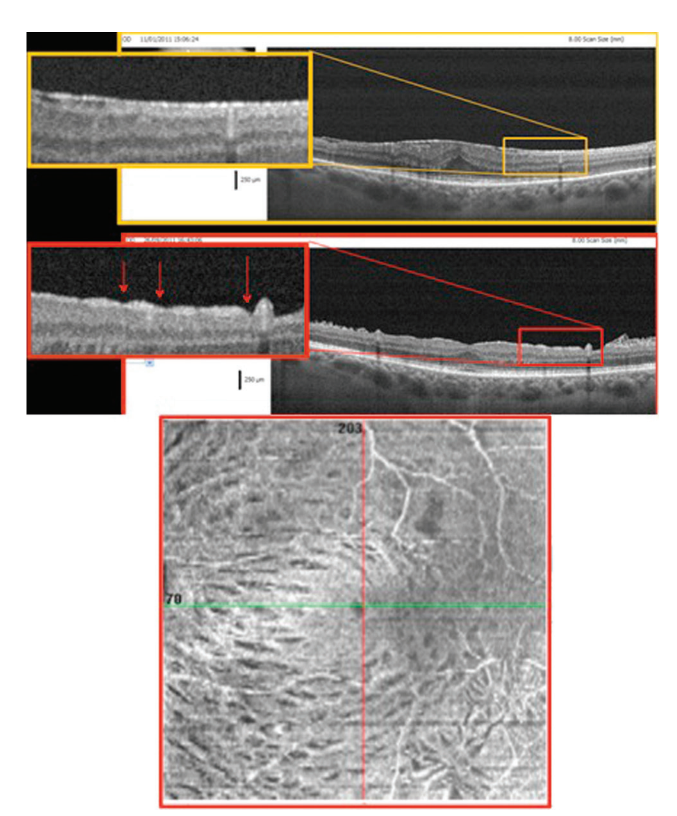


Figure 18.9. Aspect pré- (cadre jaune) et postopératoire (cadre rouge) en OCT B scan d'une MER opérée.
Noter les DONFL (flèches rouges) encore mieux visualisés en OCT « en face » sous forme de petites dépressions hyporéflectives multiples dans la couche des fibres optiques.
(Remerciement au Dr A. El Maftouhi.)

dissociation des fibres optiques (DONFL) est particulièrement bien visualisée par l'imagerie en face. Il s'agit de petits amincissements focaux et multiples dans la couche des fibres optiques maculaires (figure 18.9) qui seraient la conséquence de l'ablation complète de la limitante interne. Il semble qu'ils soient potentiellement responsables de microscotomes postopératoires.

Tractions vitréo-rétiniennes

L'examen par OCT reste encore l'examen de référence. Les analyses en trois dimensions permettent une excellente appréciation de l'anatomie du cortex vitréen postérieur et de ses adhérences pathologiques avec la rétine (figure 18.10). Une MER est souvent présente, non seulement à la surface rétinienne mais égale-

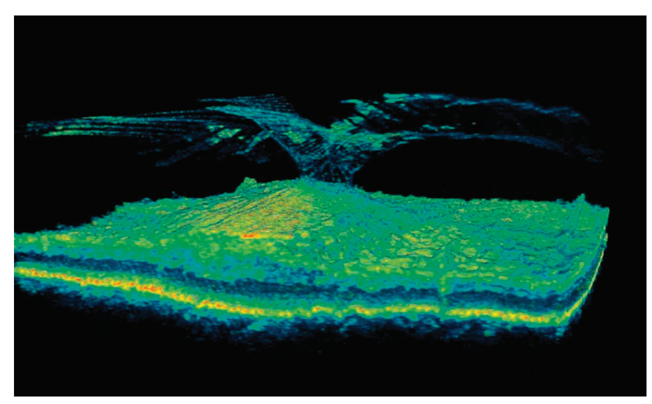


Figure 18.10. OCT 3D : traction vitréo-maculaire. Intérêt didactique évident.
(Remerciement au Dr D. Sayag.)

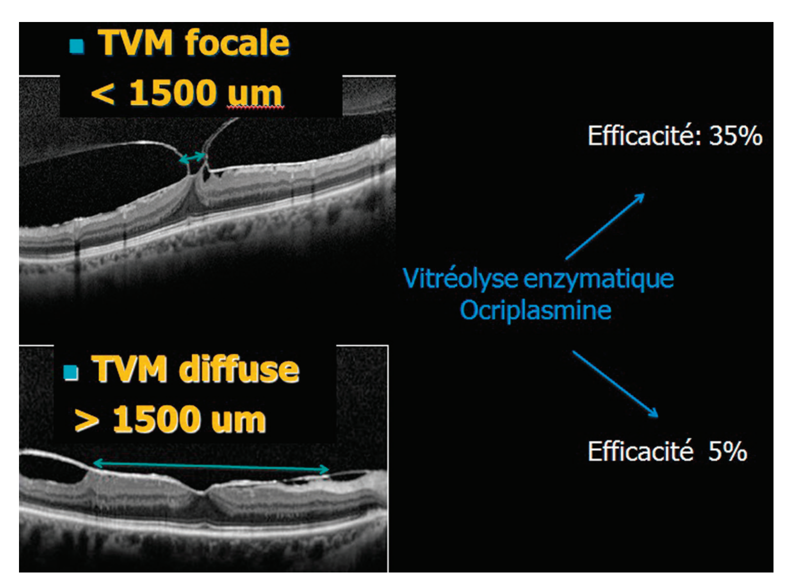


Figure 18.11. OCT maculaire : appréciation de la surface de l'adhérence vitréo-fovéale.

ment par réflexion à la face postérieure de la hyaloïde postérieure. La surface de l'adhésion vitréo-fovéale peut être calculée. Elle peut orienter vers le choix du traitement (vitréolyse enzymatique [3] ou vitrectomie) (figure 18.11) L'échographie en mode B permet également de diagnostiquer ces tractions, mais sa sensibilité est bien moindre qu'avec l'OCT, notamment dans l'appréciation quantitative de l'épaississement maculaire ou la visualisation d'une lame de décollement séreux sous-fovéal d'origine tractionnelle (figures 18.12 et 18.13).

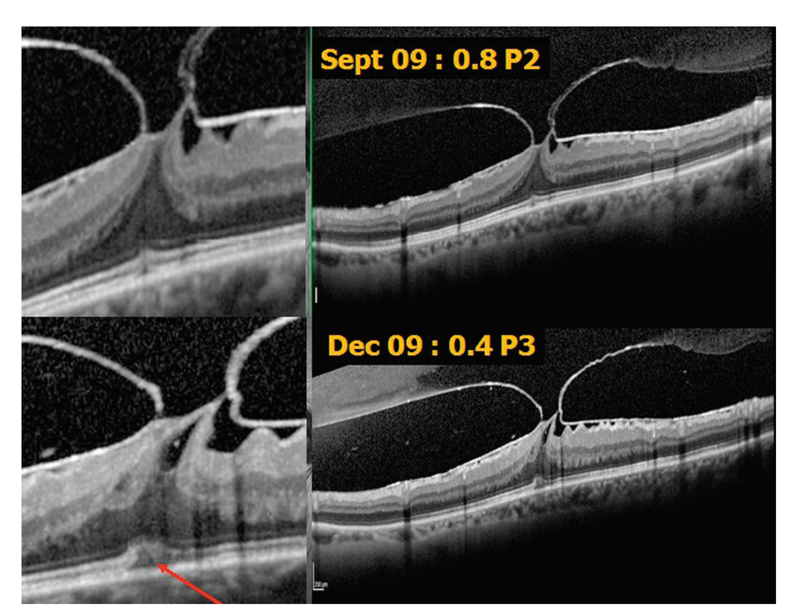


Figure 18.12. OCT maculaire : traction vitréo-maculaire évolutive.
Noter la MER associée et l'apparition en 3 mois d'un fin soulèvement tractionnel des photorécepteurs centraux responsable de la dégradation visuelle.

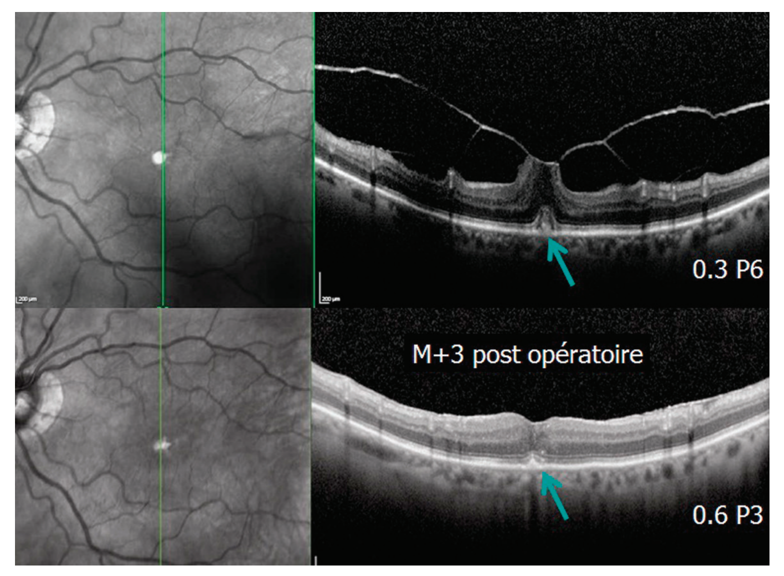


Figure 18.13. OCT maculaire pré- et postopératoire d'une traction vitréo-maculaire opérée. Quasi-normalisation du profil maculaire.
Noter la diminution du dépôt de matériel rétrofovéal en postopératoire.

Trous maculaires

En présence d'un trou maculaire de pleine épaisseur (stades 2, 3 et 4), l'examen biomicroscopique du fond d'œil (FO) et les rétinophotographies assurent aisément le diagnostic. Le trou est souvent rond, de diamètre variable avec parfois un opercule jaunâtre préfovéal ou des points jaunes au centre du trou dans le plan de l'épithélium pigmentaire mis à nu. Une MER est parfois visible. En revanche, au stade de menace de trou (stades 1a et 1b), leur diagnostic est plus difficile au FO. C'est une image atypique de point jaune central ou d'anneau jaunâtre périfovéal qui doit alerter le clinicien. L'OCT est encore une fois irremplaçable pour un diagnostic précis et leur profil évolutif (figure 18.14). Il permet d'établir une classification du trou (figure 18.15), d'en mesurer son diamètre (figure 18.16), élément pronostique prépondérant, d'analyser l'aspect des berges du trou, décollées ou non, kystiques ou non, de visualiser l'aspect de l'épithélium pigmentaire sous-jacent. La taille du trou conditionne l'attitude chirurgicale (pelage ou non de la limitante interne) ainsi que la durée

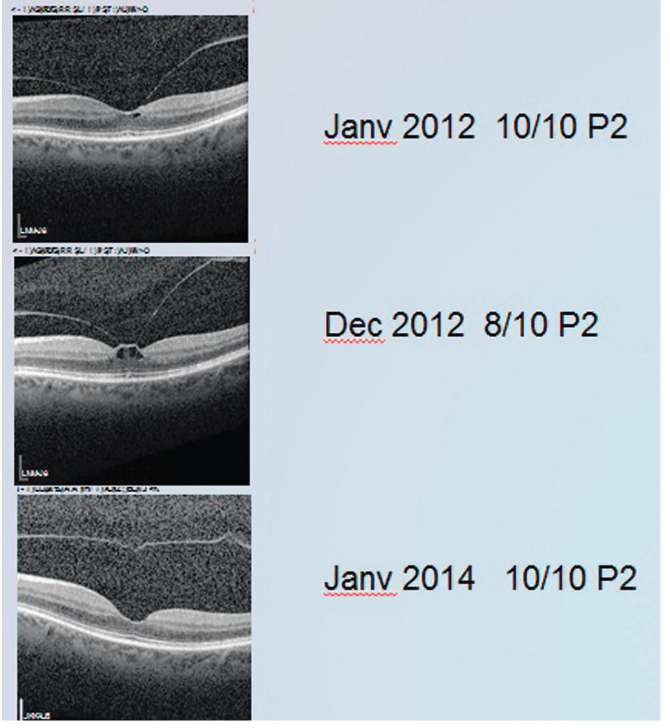


Figure 18.14. Séquence OCT d'une menace de trou maculaire évoluant vers la guérison spontanée.

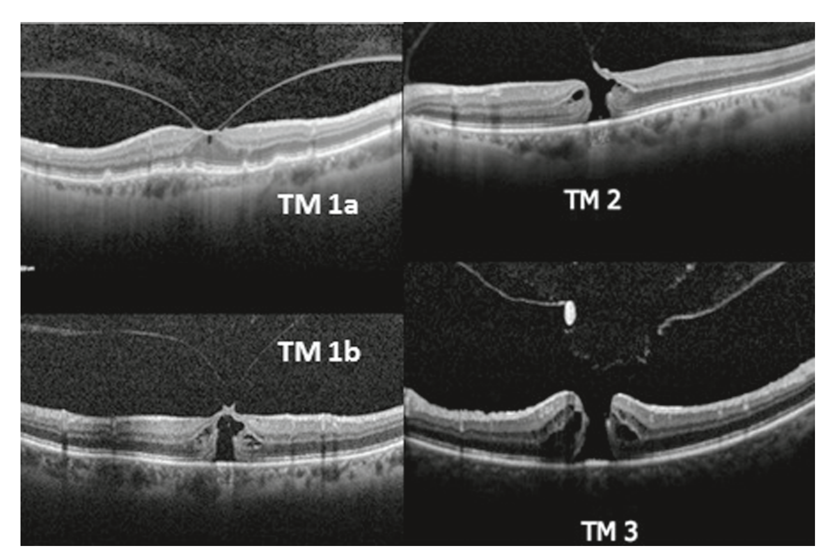


Figure 18.15. OCT maculaire : classification des trous maculaires.
Stades 1a (pseudokyste) et1b : menace de trou. Stades 2, 3 : trou maculaire sans ou avec libération de l'adhérence vitréo-fovéale. Au stade 4, le DPV est complet avec hyaloïde postérieur non visible sur la coupe OCT.



Figure 18.16. OCT d'un trou maculaire de stade 4 : mesure du diamètre du trou maculaire.
Noter le décollement des bords du trou avec épaississement cystoïde considéré comme de bon pronostic chirurgical.

du positionnement postopératoire (face contre terre) qui est directement proportionnelle à son diamètre. La classification du trou par OCT oriente également le choix du traitement : la vitréolyse enzymatique par microplasmine intravitréenne étant indiquée dans les stades 1 ou 2, de diamètre inférieur à 400 µm [3]. La vitrectomie l'est d'emblée pour les stades 3 et 4. Les images

OCT postopératoires sont irremplaçables pour juger de la bonne fermeture du trou. Elles révèlent des profils maculaires variables allant d'une dépression fovéale régulière et refermée, à un entonnoir fovéolaire en V ou irrégulier. Une interruption dans la ligne des photorécepteurs (figure 18.17) est assez caractéristique des trous récemment opérés. Ce défect ne paraît pas être un facteur de mauvais pronostic, il se comble d'ailleurs avec le temps. Enfin, les images OCT de trous refermés grâce à une vitréolyse enzymatique peuvent démasquer un décollement séreux maculaire de résolution lente.

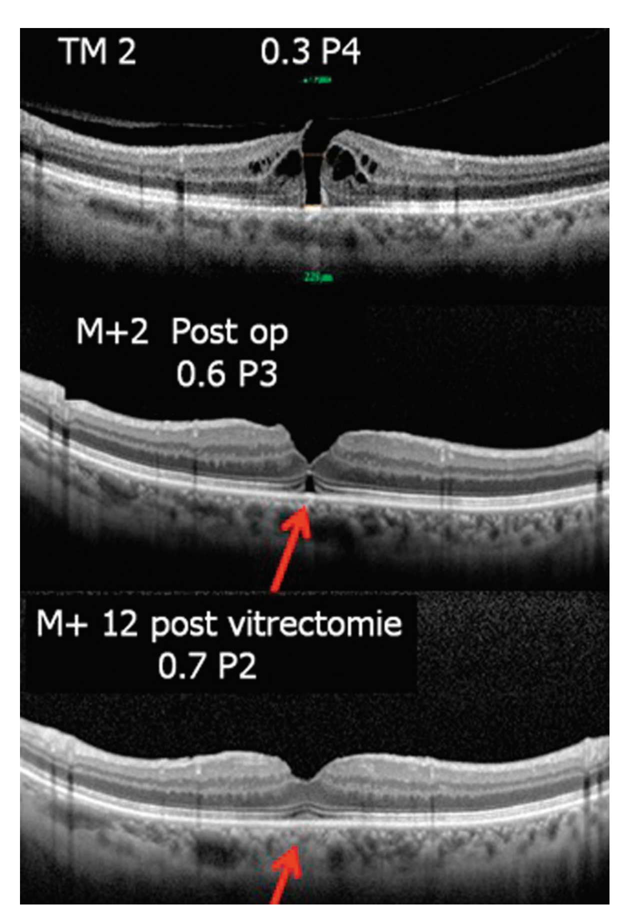


Figure 18.17. OCT maculaire d'un trou maculaire opéré.
Noter la régularité de la dépression fovéale postopératoire et la présence d'une interruption dans la ligne des photorécepteurs postopératoire transitoire (flèche rouge).

Macula chirurgicale du myope fort

Les membranes épimaculaires, traction vitréo-maculaires, pseudo-trou, trou lamellaire et trou maculaire dominent. Ces anomalies peuvent s'associer entre elles rendant la lecture des coupes OCT plus complexe. L'OCT peut détecter de petits trous maculaires totalement asymptomatiques et invisibles au fond d'œil (figure 18.18). Un rétinoschisis maculaire s'y associe souvent. Son diagnostic ne peut être porté que par l'OCT (figure 18.19). Il s'agit d'un épaississement maculaire dans la limite du staphylome maculaire, d'aspect délaminé avec espaces micro-kystiques développés dans la rétine externe et/ou interne. Il peut évoluer vers un décollement séreux maculaire (figures 18.20 et 18.21), un trou maculaire, voire un décollement de rétine total. L'échographie en mode B peut être utile dans le diagnostic de décollement de rétine par trou maculaire qui débute au pôle postérieur, évolue ensuite vers la périphérie inférieure pour devenir total ensuite. L'échographie précise également l'état du vitré, recherche une poche de vitréo-schisis postérieur par exemple, qui indiquerait une absence de DPV.

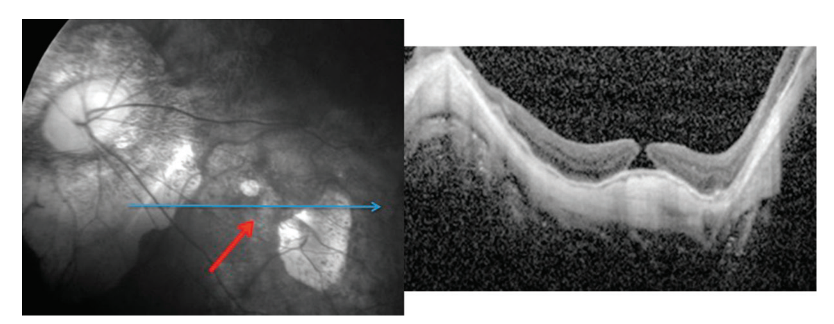


Figure 18.18. Trou maculaire du myope fort indiscernable au FO (flèche rouge) mais parfaitement mis en évidence sur une coupe OCT horizontale (ligne bleue).

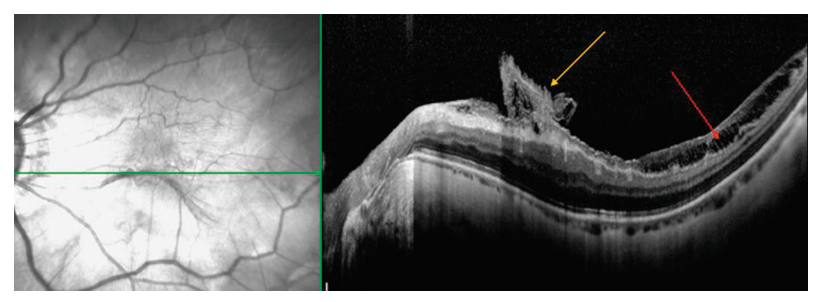


Figure 18.19. MER chez un myope fort.
Replis membranaire arciforme (flèche jaune), la membrane s'étend fréquemment jusqu'au bord temporal du disque optique. Rétinoschisis interne temporo-maculaire (flèche rouge) à ne pas confondre avec une MER temporo-maculaire !

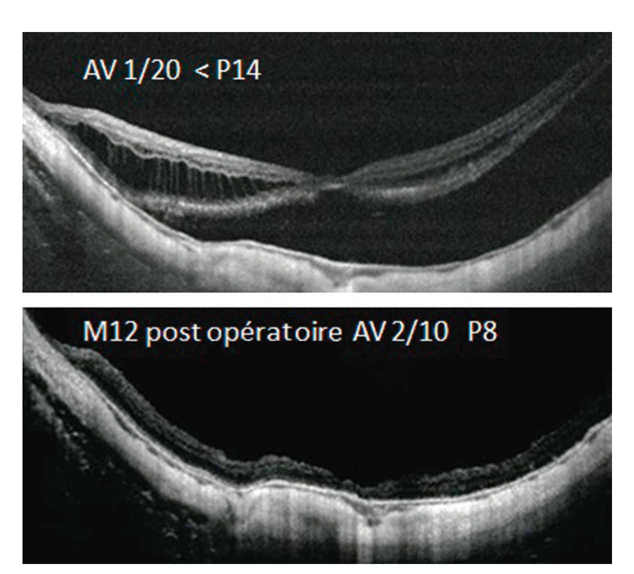


Figure 18.20. En haut : important rétinoschisis maculaire du myope fort compliqué d'un décollement maculaire. En bas : aspect postopératoire : ré-application maculaire, amincissement maculaire diffus.
Noter l'amincissement majeur de la choroïde typique d'un staphylome myopique.

Hématomes pré- ou sous-rétiniens

L'angiographie en fluorescence, couplée à l'ICG, vise à mettre en évidence des néovaisseaux ou une anomalie polypoïdale choroïdienne à l'origine de l'hématome sous-rétinien. Parfois, c'est une déchirure de l'épithélium pigmentaire qui inaugure ce tableau. L'OCT est utile pour apprécier l'épaisseur du saignement, son ancienneté et sa localisation. L'indication chirurgicale sera d'autant plus favorable qu'il prédomine dans l'espace sous-rétinien (figure 18.22). Si le saignement est sous-épithélial, son déplacement pneumatique associé à une fibrinolyse in situ est le plus souvent difficile. L'hémorragie prérétinienne (rétrohyaloïdienne ou sous la limitante interne) peut compliquer une rupture de macroanévrysme artériel, une manœuvre de Valsalva ou une hémorragie méningée. L'angiographie à la fluorescéine est également utile. Lorsque cette hémorragie s'étend au vitré, l'échographie B sera prescrite devant une hémorragie dense.

Anomalies congénitales papillaires à retentissement maculaire

Un rétinoschisis maculaire parfois complété par un décollement séreux maculaire complique certaines fossettes colobomateuses de la papille ou certaines papilles

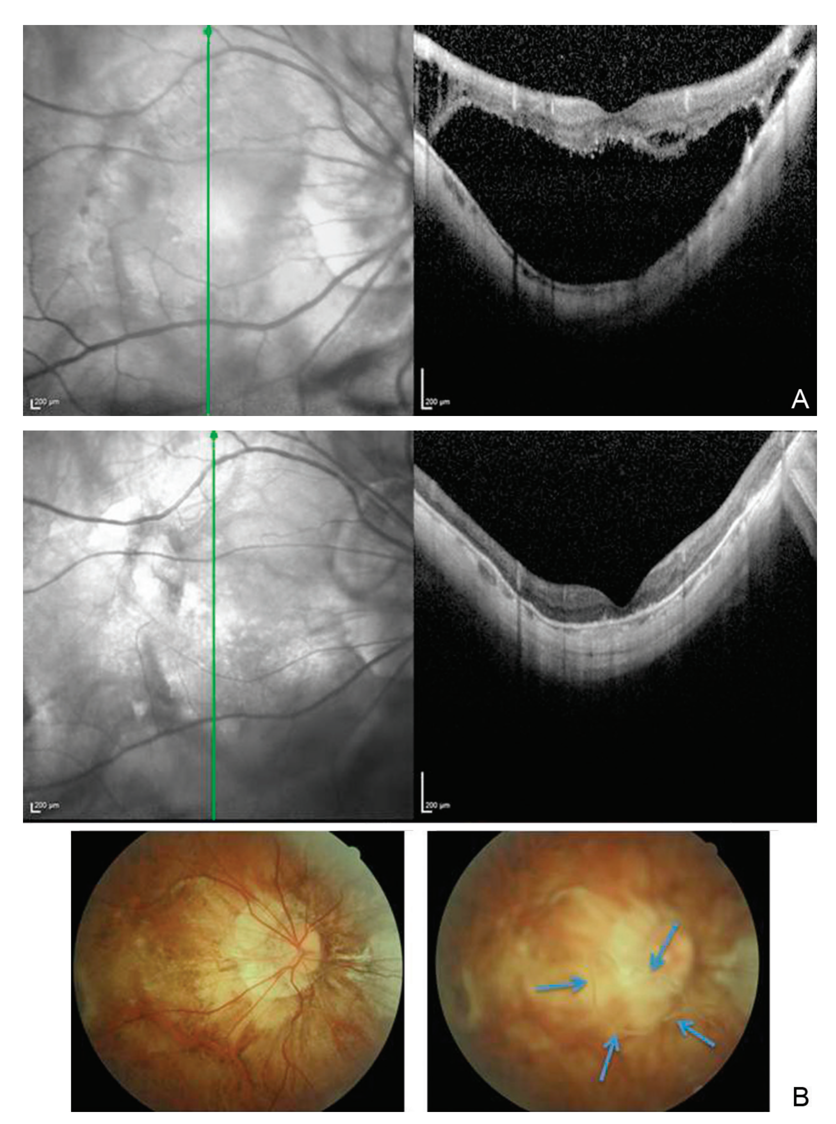


Figure 18.21. A. Rétinoschisis du myope fort, compliqué d'un décollement maculaire non rhegmatogène, de découverte systématique, totalement asymptomatique sur un œil fortement amblyope (AV 1/50 < P14 de longue date). Abstention chirurgicale. B. Évolution très atypique vers une réapplication spontanée, 2 ans plus tard, à l'occasion du décollement postérieur du vitré (flèches bleues = anneau de Weiss). L'acuité reste stable (< P14). Le DPV, qu'il soit spontané ou induit chirurgicalement, permet souvent de réappliquer ce type de décollement.

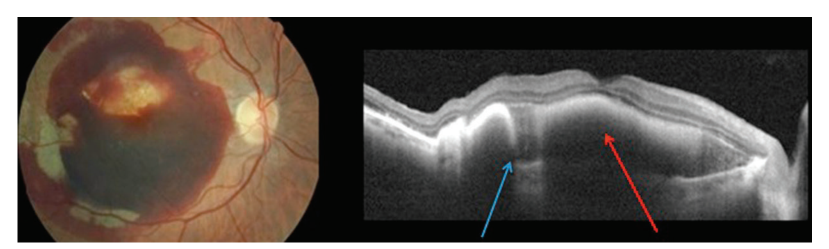


Figure 18.22. Hématome sous-rétinien maculaire compliquant une déchirure de l'épithélium pigmentaire vascularisé. Indication opératoire évidente.

en fleur de liseron (*morning glory syndrome*). L'OCT reste l'examen de choix dans le diagnostic et la surveillance de ces complications maculaires potentiellement chirurgicales. La fossette colobomateuse est imagée par des coupes en OCT : un fin trajet fistuleux entre la marge papillaire et l'espace périoptique est parfois visible, de même qu'une traction de la hyaloïde postérieure au niveau du toit de la fossette. L'OCT permet également d'apprécier l'efficacité du traitement chirurgical en montrant une lente résorption du décollement séreux dans la période postopératoire.

Conclusion

Les pathologies maculaires accessibles à la chirurgie bénéficient d'un apport important de l'imagerie en complément de l'examen biomicroscopique. Les images du fond d'œil par rétinophotographies couleurs ou filtrées gardent un intérêt au côté de l'angiographie indiquée, surtout en cas de membrane épirétinienne secondaire ou de processus choroïdiens. Cependant, l'imagerie en coupe OCT de très haute résolution a modifié de façon importante l'analyse préopératoire des pathologies maculaires ainsi que leur suivi en postopératoire. La disponibilité des appareils, leur évolution progressive vers une plus haute résolution, le dévelopement de l'OCT « en face » et l'arrivée de l'OCT dans les microscopes opératoires placent ce moyen d'imagerie au centre du bilan des pathologies maculaires chirurgicales.

Références

[1] Gaudric A, Haouchine B. OCT de la macula. Paris : Elsevier Masson ; 2007.

[2] Gaudric A, Aloulou Y, Tadayoni R, Massin P. Macular pseudoholes with lamellar cleavage of their edge remain pseudoholes. Am J Ophthalmol 2013 ; 155 : 733–42.

[3] Stalmans P, Benz MS, Gandorfer A. Microplasmin for IntraVitreous Injection-Traction Release without Surgical Treatment. N Engl J Med 2012 ; 367 : 606.

CHAPITRE 19

Photographies de la papille

Y. Lachkar

Points forts

- La photographie de la papille représente un moyen simple et pérenne de contrôle objectif de la papille.
- Les clichés couleurs permettent d'analyser le *cup/disc* notamment sur l'axe vertical.
- Les clichés filtrés ou en autofluorescence apportent une visualisation accrue des fibres optiques ou des lésions pigmentées de la papille.

Limites

- Les photos couleurs de la papille permettent une quantification du *cup/disc* mais avec une subjectivité remplacée avantageusement par les systèmes OCT.

Imagerie en ophtalmologie

L'analyse de la papille et des fibres optiques est fondamentale dans le suivi du glaucome car les modifications du disque optique précèdent la dégradation du champ visuel. L'observation de la papille a longtemps été faite par l'examen du fond d'œil puis sont apparus les systèmes de photographie couleur permettant de conserver un document objectif qui servira de référence pour le suivi au long cours.

D'autres atteintes papillaires peuvent bénéficier de documents photographiques en complément des autres analyses de la papille. Les atteintes neuro-ophtalmologiques et les lésions tumorales peuvent bénéficier d'un élément de suivi objectif.

Les photographies de la papille permettent :

- d'analyser de façon objective et fiable le nerf optique et parfois de souligner des éléments mal identifiés lors de l'examen au biomicroscope avec les lentilles d'ophtalmoscopie indirecte ;
- d'obtenir un document permettant de référencer l'état du nerf optique de façon beaucoup plus fiable qu'une cotation notée sur un dossier ou sur un schéma. Cela permettra un suivi au long cours fondamental car le glaucome est une neuropathie progressive.

L'arrivée des analyseurs de papille a permis une analyse plus numérique de la papille mais n'ont pas supplanté la photographie dans son approche de la coloration de la papille et de son suivi des vaisseaux papillaires. L'évolution des analyseurs de papille dans le temps a rendu les comparaisons longitudinales parfois difficiles en raison de l'évolution constante de ces machines et de la fin de commercialisation de certaines d'entre elles. Cette évolution donne à la photographie de la papille une place de choix pour un suivi au long cours de cette pathologie parfois très lentement évolutive.

Principe des photographies de la papille

Principe d'analyse des photographies de la papille

L'évaluation de la tête du nerf optique (TNO) et de la couche des fibres nerveuses rétiniennes (CFNR) doit être réalisée en deux parties sur les photographies papillaires.

- Une analyse qualitative doit être faite sur l'aspect de l'anneau neuro-rétinien, avec recherche de présence d'éléments suspects d'atteinte glaucomateuse comme : les hémorragies du disque optique, la présence d'une atrophie parapapillaire ou de vaisseaux circumlinéaires et sur une anomalie de la coloration de la papille et de l'excavation.

Les fibres optiques peuvent également être étudiées sur les rétinophotographies mais les examens par OCT ont maintenant supplanté cette approche des fibres optiques.

■ Une analyse quantitative de la papille est accessible par les clichés couleurs avec appréciation de la taille du disque (passage scléral correspondant à la limite la plus externe de la papille) et du *cup* (excavation de la papille située de façon centrale avec moins ou pas de fibres optiques). Plus l'excavation de la papille est importante plus le déficit en fibre peut être soupçonné. Cet élément a été décrit depuis longtemps en ophtalmoscopie par le rapport *cup/disc* (ou excavation sur diamètre de la papille) souvent noté C/D.

Réalisation technique

Les photographies de la papille peuvent être réalisées aisément avec tous les rétinographes non mydriatiques ou avec les appareils d'angiographie mais nécessitent alors une dilatation pupillaire.
Le recours à des clichés en autofluorescence peut être utile en cas de druses de la papille.
Les photographies du fond d'œil peuvent être réalisées en stéréo. Pour améliorer la perception des reliefs et sont ensuite visualisées grâce à des lunettes spéciales ou un « viewer » sur écran d'ordinateur. Il existait auparavant des appareils permettant la prise de deux photos simultanées prises de façon décalées afin de pouvoir permettre une lecture en stéréo après leur développement sur support argentique (Appareil Nidek 3 DX).

Analyse de la papille en cas de glaucome

L'analyse de la papille se fait, en cas de suspicion d'atteinte glaucomateuse, en recherchant, sur les clichés photographiques, les signes les plus évocateurs d'évolution de la maladie.

Aspect de l'anneau neuro-rétinien

Il est situé entre l'excavation papillaire et l'anneau scléral d'Elschnig. Le disque optique est généralement discrètement ovale verticalement avec un diamètre vertical plus grand que le diamètre horizontal (figure 19.1). Les sujets de race noire ont souvent des diamètres de disques plus grands et donc un diamètre vertical plus important que la moyenne.
Pour les disques optiques qui restent dans les limites de la normale avec de petites excavations, l'anneau neuro-rétinien est au moins aussi épais à midi qu'à 6 h et généralement plus épais dans le secteur inféro-temporal (83 % des yeux) suivi par le secteur supéro-temporal, le secteur nasal et le secteur temporal (=ISNT). Cette morphologie du disque optique est moins marquée pour les disques de grande taille, chez lesquels l'anneau neuro-rétinien se répartit sur le pourtour du disque.

Une atteinte glaucomateuse entraîne un amincissement de l'anneau neuro-rétinien pouvant débuter par une simple encoche localisée (figure 19.2) et évoluant vers un amincissement quasi circulaire pour les glaucomes évolués (figure 19.3).

Taille du disque optique (diamètre vertical du disque)

L'épaisseur de l'anneau neuro-rétinien ainsi que la taille de l'excavation varient physiologiquement avec la taille du disque optique. La taille du disque optique varie de façon importante dans la population : il mesure en moyenne 2, 42 mm^2 (±0,47) et peut varier du simple au double dans une population normale. La taille du disque est corrélée à la réfraction ; les yeux hypermétropes ayant généralement

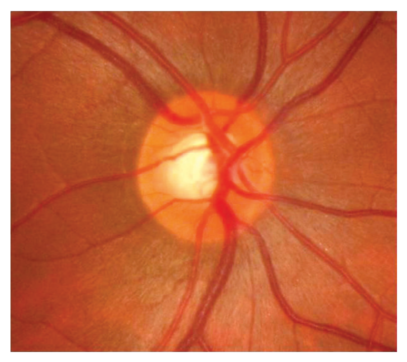


Figure 19.1. Papille normale avec un aspect régulier de l'anneau neuro-rétinien qui apparaît orangé avec l'excavation papillaire d'aspect blanchâtre légèrement ovale en vertical.

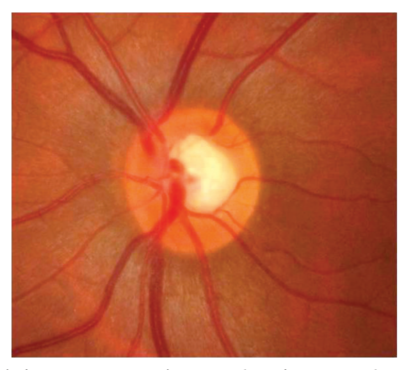


Figure 19.2. Papille légèrement excavée avec discrète encoche de l'anneau neuro-rétinien en supérieur.

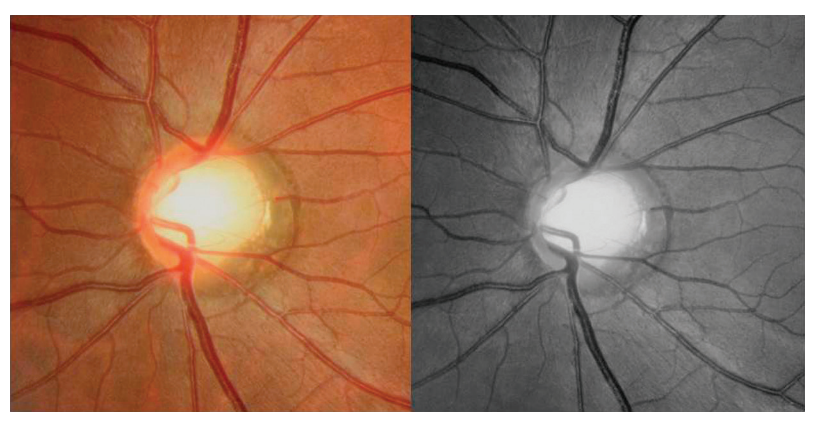


Figure 19.3. Importante excavation papillaire avec net amincissement de l'anneau neuro-rétinien sur presque tous les secteurs : l'excavation papillaire est très marquée et apparaît très blanche sur le cliché couleur et le cliché filtré.

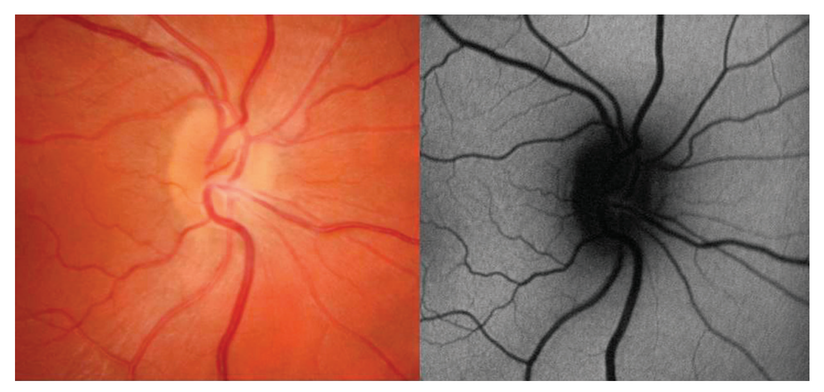


Figure 19.4. Papille de petite taille chez un patient hypermétrope avec absence de visualisation de l'excavation papillaire : les fibres papillaires sont condensées pour passer par un anneau scléral de petit diamètre.

un disque optique plus petit que les yeux myopes (figure 19.4). En cas de myopie forte (supérieure à 7 dioptries), l'interprétation devient plus difficile (figure 19.5).

Rapport C/D ou *cup/disc*

Il s'agit de la fraction obtenue en divisant le diamètre de l'excavation verticale avec le diamètre du disque. Plus la valeur est proche de 1, plus l'atteinte du nerf optique est importante. Le rapport C/D vertical est un élément plus discriminant de l'atteinte glaucomateuse par rapport au diamètre C/D horizontal car la perte

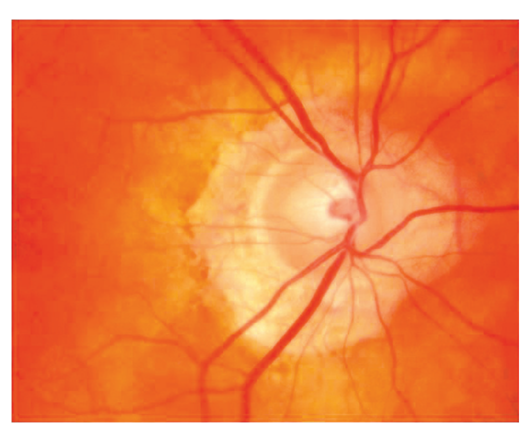


Figure 19.5. Papille de myope avec un diamètre important associé à une atrophie péripapillaire.

en fibre démarre préférentiellement dans les quadrants supérieurs et inférieurs du disque. Une différence de rapport C/D entre les deux yeux (si les disques optiques sont de taille équivalente) est très suggestive d'une perte en fibre et est alors très suspecte d'un déficit acquis. La valeur du *cup/disc* en valeur absolue est limitée si l'on ne connaît pas la taille du disque. Cependant, un C/D supérieur à 0,65 est retrouvé dans moins de 5 % de la population normale.
Ce rapport a surtout un intérêt pour le suivi du glaucome.
Les excavations qui restent dans les limites physiologiques ont tendance à être symétriques pour les deux yeux, et le C/D vertical différentiel entre l'œil droit et l'œil gauche est de moins de 0,2 chez 96 % des sujets normaux.

Coloration de la papille

Ce critère subjectif est important à évaluer car une papille plus pâle qu'excavée doit orienter vers une pathologie neuro-ophtalmologique plus que vers un glaucome. Elle ne peut être évaluée avec les OCT (figure 19.6).

Hémorragies du disque optique

La prévalence de petites hémorragies du disque optique a été estimée à 0 à 0,21 % de la population normale et 2,2 à 4,1 % chez les patients glaucomateux. Elles seraient plus fréquentes pour les patients atteints de glaucome à pression normale (+ de 40 %). Leur présence est très probablement pathologique, surtout si elles sont récidivantes. Il s'agit d'un signe d'anomalie vasculaire localisée. Elles siègent plus fréquemment dans le secteur inféro-temporal et sont souvent éphémères (figure 19.7).

Figure 19.6. Atrophie papillaire avec aspect très pâle de la papille faisant évoquer une atteinte neurologique. L'OCT confirme l'association à un amincissement des fibres optiques péripapillaires et des fibres ganglionnaires maculaires.

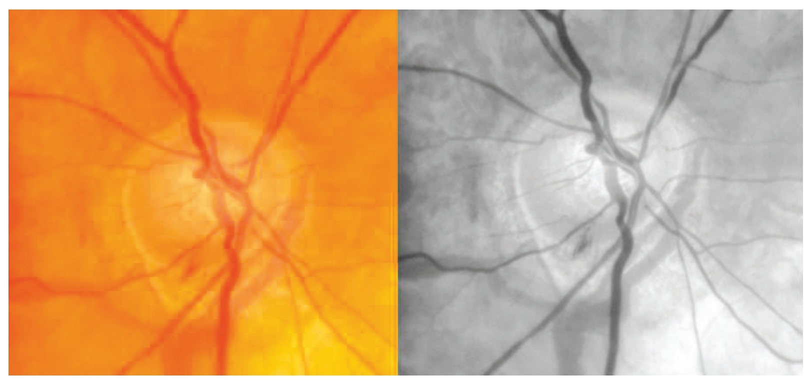


Figure 19.7. Discrète hémorragie papillaire sur le bord temporal inférieur visible en cliché couleur et en cliché filtré.

Ces hémorragies sont parfois mieux visibles sur les rétinophotos car elles ont pu passer inaperçues lors d'un examen rapide à l'ophtalmoscope. C'est un signe important à repérer car témoignant d'une aggravation de la maladie. De plus, elles ne peuvent être vues par les analyseurs de papille.

Atrophie parapapillaire

La présence d'un croissant d'atrophie parapapillaire en temporal est banale (80 % de la population normale). Cependant, sa fréquence et sa surface augmentent chez les patients glaucomateux. L'étendue de l'atrophie serait plus importante dans les glaucomes à pression normale. Une large plage d'atrophie doit être considérée comme un argument diagnostique supplémentaire plus que comme un signe d'anomalie vasculaire locale associée au glaucome.
On distingue deux zones d'atrophie péripapillaire :

- la zone bêta, qui est adjacente au disque et correspond à la sclère et aux vaisseaux choroïdiens visibles ;
- la zone alpha, qui est située en périphérie de la zone bêta et se caractérise par des zones d'hypo- ou hyperpigmentation (figure 19.8).

Exclusion du vaisseau circumlinéaire

Un signe précoce d'amincissement de l'anneau neuro-rétinien est l'exclusion du vaisseau circumlinéaire. Le vaisseau circumlinéaire est une petite artériole ou une petite veine située au bord de l'anneau neuro-rétinien dans sa partie interne quittant le disque optique vers la macula. Elle est présente dans environ 50 % des yeux normaux. Lorsque l'anneau neuro-rétinien s'amincit, la perte en

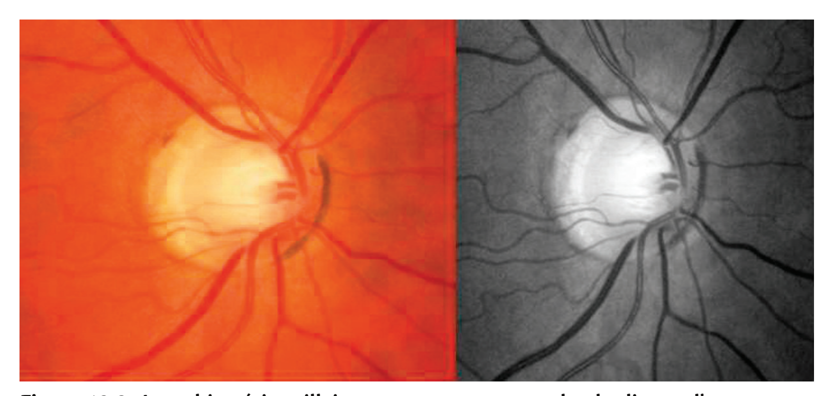


Figure 19.8. Atrophie péripapillaire avec un anneau proche du disque d'aspect assez clair (zone alpha) puis un anneau légèrement plus pigmenté (zone bêta).

fibre laisse ce vaisseau isolé ou exclu. Il peut ainsi rester superficiel ou bien longer l'excavation (figure 19.9).

Visualisation de la couche des fibres nerveuses rétiniennes

Les fibres nerveuses rétiniennes (FNR) peuvent être examinées sur des photos en utilisant des filtres spéciaux. Elles sont cependant mieux analysées par les tomographes à cohérence optique.

Sur les clichés couleurs et filtrés les fibres optiques apparaissent comme un aspect « peigné » de la surface rétinienne se répartissent autour de la papille de façon radiaire avec une orientation arciforme (figure 19.10).

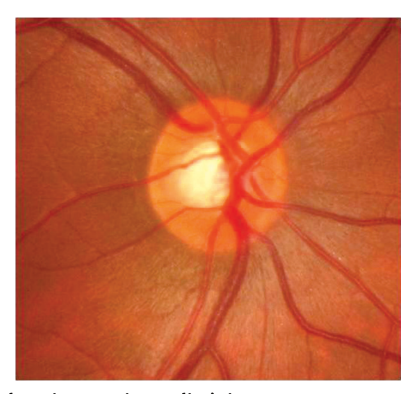


Figure 19.9. Aspect de vaisseau circumlinéaire restant au contact de l'anneau neuro-rétinien en inférieur et passant en pont sur l'excavation papillaire en supérieur.

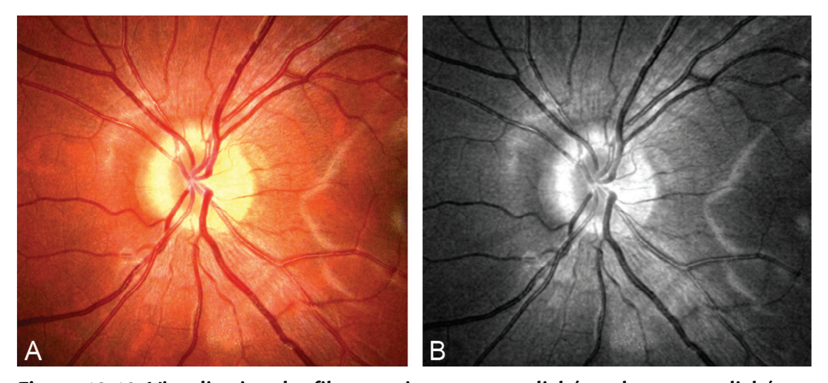


Figure 19.10. Visualisation des fibres optiques sur un cliché couleur et un cliché filtré avec un aspect « peigné » en péripapillaire.

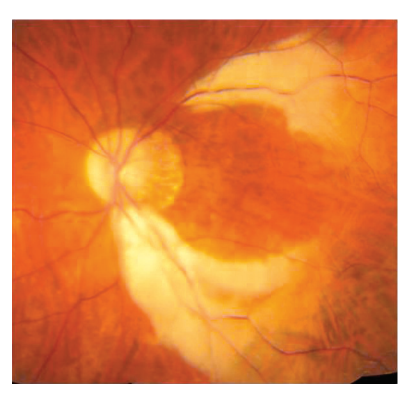


Figure 19.11. Aspect de fibres blanchâtres rentrant dans le cadre de fibres à myéline d'aspect très marqué et de répartition fasciculaire.

Un aspect particulier est représenté par les fibres à myéline qui sont très claires et suivent le trajet habituel de fibres optiques (figure 19.11).

Autres atteintes papillaires

En dehors du glaucome, d'autres anomalies papillaires peuvent être diagnostiquées avec soit des modifications de la pigmentation de la papille, soit un comblement de l'excavation, plus ou moins associées à des atteintes vasculaires.

Druses de la papille

Il s'agit de la cause la plus fréquente de comblement de l'excavation papillaire souvent diagnostiquée dans l'enfance avec un bilan complet pour réaliser le diagnostic différentiel.

Les clichés en autofluorescence peuvent être utiles pour mettre en évidence les druses les plus volumineuses et les plus calcifiées (figure 19.12).

Le diagnostic est maintenant plus précis en utilisant l'analyse par OCT et l'examen échographique avec son aspect pathognomonique de fine calcification papillaire.

Le recours à un examen par scanner ou IRM est surtout utile pour éliminer une autre pathologie comme une dilatation des gaines du nerf otique en cas d'hypertension intracrânienne.

Œdème papillaire

Il doit faire évoquer la présence d'une neuropathie ischémique antérieure aiguë (NOIAA) (figure 19.13) ou d'une hypertension intracrânienne.

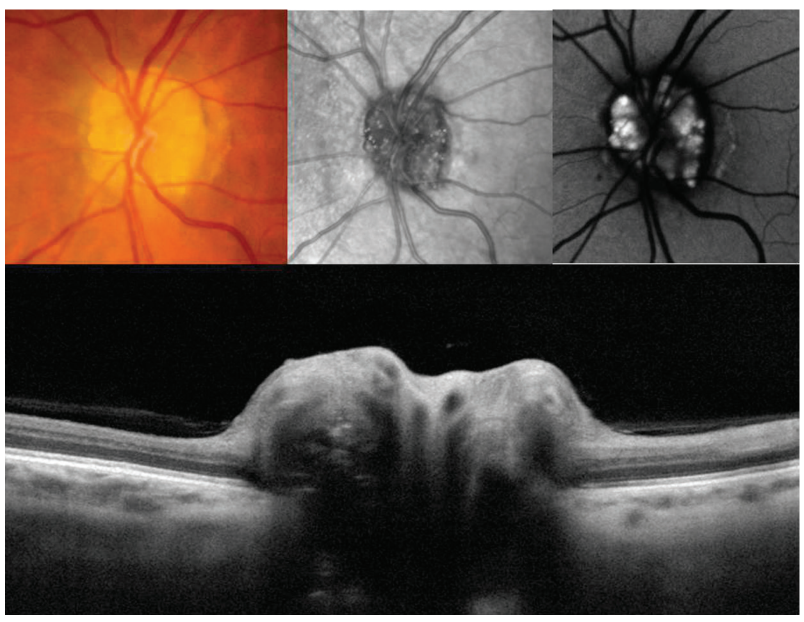


Figure 19.12. Druses de la papille avec comblement de l'excavation papillaire visible sur le cliché couleur et le cliché filtré. Il existe un aspect très autofluorescent sur le cliché de droite. La coupe en OCT montre un relief abrupt avec aspect de nodules papillaires.

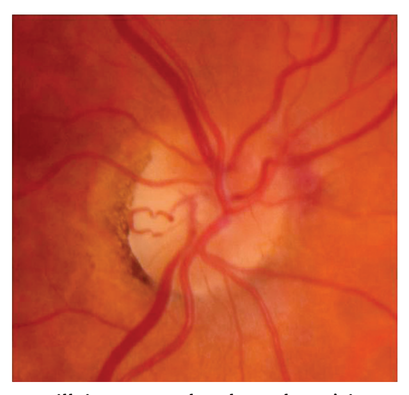


Figure 19.13. Œdème papillaire sur son bord nasal supérieur avec hémorragie : cet aspect rentre dans le cadre d'un neuropathie optique ischémique antérieure aiguë.

Atrophie papillaire

Elle est diagnostiquée devant une pâleur papillaire anormale (figure 19.6) avec souvent majoration de l'excavation papillaire pouvant être liée à une maladie neurologique comme une SEP ou des tumeurs cérébrales comprimant la voie optique.

Anomalies de pigmentation de la papille

Ces anomalies peuvent correspondre soit à une simple pigmentation papillaire ou péripapillaire de nævus (figure 19.14), soit correspondre à des lésions tumorales comme les hamartomes ou les mélanomes de la papille (figure 19.15).

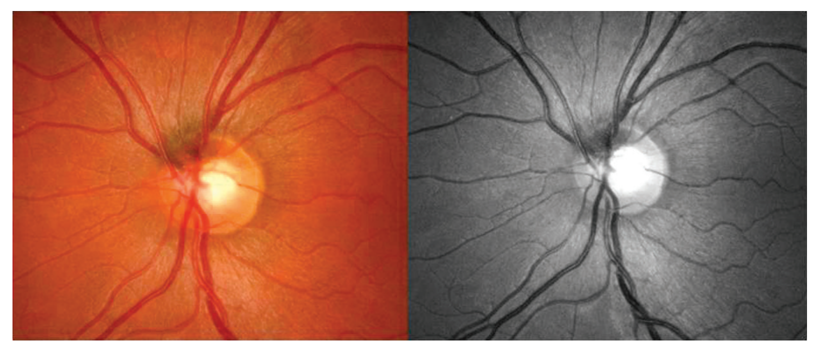


Figure 19.14. Clichés couleur et filtré d'une petite lésion pigmentée située sur le bord supérieur de la papille faisant évoquer un nævus papillaire pouvant bénéficier d'une exploration par échographie pour déterminer les dimensions de cette lésion.



Figure 19.15. Volumineuse tumeur d'origine choroïdienne venant au contact de la papille : cet aspect peut bénéficier d'un contrôle angiographique et échographique pour en déterminer la nature et l'épaisseur avant décision thérapeutique.

Conclusion

Le recours à l'analyse de la papille par photographie garde un intérêt important en complément des analyseurs numériques de la papille. L'aspect de la coloration de la papille et son évolution dans le temps confèrent aux clichés couleurs un rôle important dans le suivi des pathologies évolutives au premier rang desquelles se situe le glaucome. L'excavation papillaire ainsi que les signes indirects associés font des photographies de la papille un outil indispensable pour le suivi des patients atteints ou suspects de glaucome.

Les comblements de l'excavation papillaire et les pâleurs de la papille font aussi l'objet de surveillance par photographie en complément de diagnostics complémentaires adaptés comme l'échographie pour les druses de la papille ou le scanner et IRM en neuro-ophtalmologie.

L'arrivée des analyseurs de papille n'a pas remplacé l'apport indispensable de la photographie papillaire pour son apport stable face au défilé des appareils numériques rapidement obsolètes et ne permettant pas d'obtenir les informations indispensables sur la coloration papillaire.

Bibliographie

[1] Boes DA, Spaeth GL, Mills RP, Smith M, Nicholl JE, Clifton BC. Relative optic cup depth assessments using three stereo photograph viewing methods. J Glaucoma 1996; 5 : 9–14.
[2] Caprioli J. The contour of the juxtapapillary nerve fiber layer in glaucoma. Ophthalmology 1990; 97 : 358–66.
[3] Drance SM. Disc hemorrhages in the glaucomas. Surv Ophthalmol 1989; 93 : 853–7.
[4] Kass MA, Gordon MO. The Ocular Hypertension Treatment Study : reproducibility of cup/disk ratio measurements over time at an optic disc reading center. Am J Ophthalmol 2002; 133 : 19–28.
[5] Gordon J, Piltz-Seymour JR. The significance of optic disc hemorrhages in glaucoma. J Glaucoma 1997; 6 : 62–4.
[6] Jonas JB, Gusek GC, Naumann GOH. Optic disc morphometry in chronic open-angle glaucoma. I. Morphometric intrapapillary characteristic. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol 1988; 226 : 522–30.
[7] Parrish 2nd RK, Schiffman JC, Feuer WJ, Anderson DR, Budenz DL, Wells-Albornoz MC, et al. Ocular Hypertension Treatment Study Group. Test-retest reproducibility of optic disk deterioration detected from stereophotographs by masked graders. Am J Ophthalmol 2005; 140 : 762–4.
[8] Pederson JE, Anderson DR. The mode of progressive disc cupping in ocular hypertension and glaucoma. Arch Ophthalmol 1980; 98 : 490–5.
[9] Primrose J. Early signs of the glaucomatous disc. Br J Ophthalmol 1971; 55 : 820–5.
[10] Spaeth GL. Development of glaucomatous changes of the optic nerve. In : Varma R, Spaeth GL, Parker KW, editors. The optic nerve in glaucoma. Philadelphia : JB Lippincott; 1993.
[11] Zeyen TG, Caprioli J. Progression of disc and field damage in early glaucoma. Arch Ophthalmol 1993; 111 : 62–5.

CHAPITRE
20

Exploration de la papille par échographie

M. Puech, F. Perrenoud, M. Aimadaly

Points forts

- L'échographie de la papille complète le bilan des anomalies papillaires en association avec les clichés couleurs, en autofluorescence ou par angiographie.
- Le diagnostic pathognomonique, par échographie, des druses de la papille calcifiées, permet, souvent, de limiter le recours à un bilan radiologique plus complexe.
- Le fort pouvoir de pénétration de l'examen ultrasonore permet d'analyser la structure du nerf optique rétro-oculaire et de faire le diagnostic de dilatation des gaines du nerf optique en cas d'hypertension intracrânienne, de sclérite postérieure ou d'infiltration lymphomateuse.

Limites

- La résolution des appareils échographiques reste inférieure aux appareils OCT et ne permet pas une approche aussi précise de l'analyse quantitative de l'excavation papillaire.

Introduction

L'exploration de la papille et du nerf optique par l'examen ultrasonore apporte des informations complémentaires aux autres types d'imageries.

Comme l'OCT, l'examen échographique donne des images en coupe de la papille alors que les rétinophotographies et angiographies donnent des images planes : ces deux types d'informations peuvent être recoupés avec un apport spécifique de l'échographie.

L'examen ultrasonore destiné à la papille bénéficie de l'évolution des sondes de 20 MHz avec une résolution nettement améliorée par rapport aux sondes classiques [1] mais cette résolution reste cependant inférieure aux examens par OCT [2].

L'avantage de l'échographie est lié à sa meilleure pénétration des tissus avec analyse de la papille mais aussi de la partie rétro-oculaire du nerf optique. Cet avantage de pénétration des tissus devient une spécificité en cas de perte de transparence de milieux avec possibilité de détecter les anomalies papillaires, par exemple, avant une intervention pour cataracte dense.

L'apport de l'échographie pour l'analyse papillaire peut se faire dans trois situations :

- analyse d'une excavation papillaire ;
- analyse d'un relief papillaire ;
- analyse d'une pigmentation de la papille :

Analyse de l'excavation papillaire

L'examen par échographie retrouve une visualisation de l'excavation papillaire qui peut apparaître modérée ou très marquée. Les sondes de 20 Mhz permettent de visualiser les fibres optiques sur le bord de la papille mais cette information est moins pertinente que les photographies couleurs ou les coupes en OCT de dernière génération, cependant cette information prend tout son intérêt en cas d'importants troubles de milieux.

L'excavation papillaire normale est une excavation en pente douce (figure 20.1A) alors qu'une excavation pathologique entraînera un bord papillaire abrupt (figure 20.1B). Le fond de la papille est limité par la lame criblée dont la face antérieure est mise en évidence par échographie de 20 Mhz.

Analyse d'un relief papillaire

En cas de relief papillaire diagnostiqué par l'examen du fond d'œil, le diagnostic se fera, le plus souvent, entre des druses de la papille et un œdème papillaire.

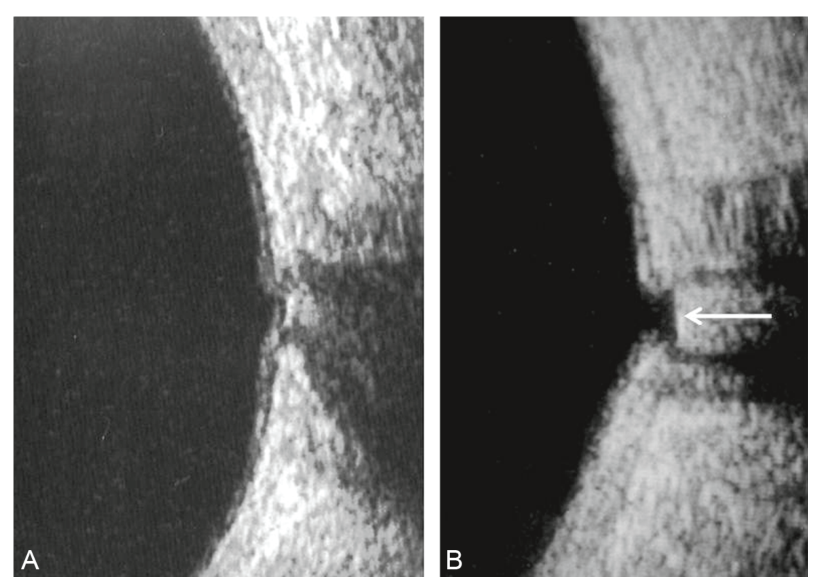


Figure 20.1. Échographie de la papille.
A. À gauche : exemple de papille avec une excavation qui reste dans les limites de la normale : les fibres optiques se courbent sur le bord de la papille. La lame criblée est légèrement hyper-réflective au fond de la papille. B. À droite : papille excavée avec bords abrupts par important amincissement des fibres optiques. Le fond de l'excavation papillaire est limité par la lame criblée (flèche).

Druses de la papille

L'examen échographique est souvent demandé devant un relief papillaire asymptomatique : l'échographie permettra d'identifier, le plus souvent, un relief papillaire à bords nets avec, parfois, mise en évidence d'une ou plusieurs ponctuations hyperéchogènes pouvant signer un diagnostic pathognomonique de druse de la papille calcifiée (figure 20.2). La localisation peut être superficielle ou assez profonde au niveau de la lame criblée (figure 20.3). Cependant, l'absence de calcification n'élimine pas la présence de druses de la papille non calcifiées.
La comparaison de l'aspect échographique avec les coupes OCT, les clichés couleurs et les clichés en autofluorescence [3, 4] permet souvent de porter ce diagnostic (figure 20.4).
Lorsque l'aspect calcifié est avéré par échographie, le recours à une imagerie par IRM ou scanner devient souvent superflux, en effet, les coupes radiologiques, parfois trop distantes les unes des autres, peuvent ne pas mettre en évidence les petites druses papillaires.

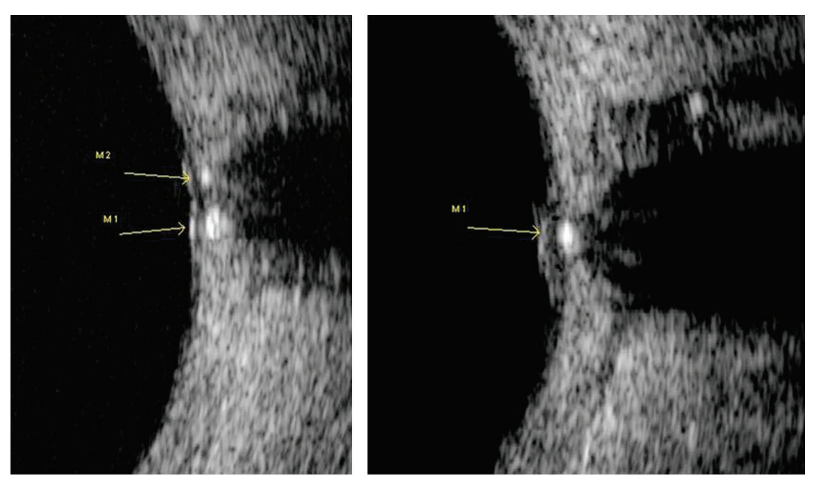


Figure 20.2. Aspect caractéristique de druses de la papille calcifiées prenant un aspect de ponctuation très échogène, multiples à gauche et unique à droite.

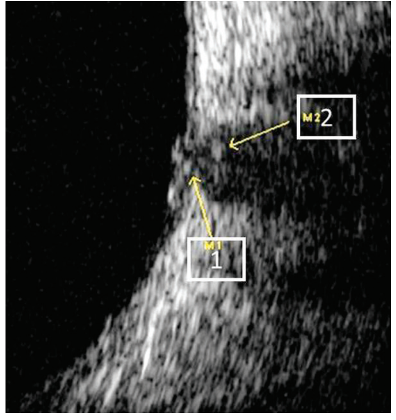


Figure 20.3. Exemple de deux petites druses papillaires faiblement calcifiées; une superficielle (flèche 1) et l'autre plus profonde (flèche 2).

Œdème papillaire

Le diagnostic d'un œdème de la papille intervient dans un contexte différent de celui des druses papillaires : il existe souvent un contexte clinique avec des signes associés au fond d'œil permettant de différencier les œdèmes de stase des œdèmes rentrant dans le cadre d'une neuropathie optique œdémateuse.

L'œdème de stase est le plus souvent lié à une hypertension intracrânienne.



Figure 20.4. Aspect comparé de druses de la papille en cliché couleur, cliché en autofluorescence et en coupe OCT venant conforter le diagnostic.
À noter le bord du relief papillaire qui est assez abrupt sur les bords de la papille faisant la différence avec un œdème papillaire à bords souvent plus aigus.

Les neuropathies optiques œdémateuses peuvent être liées à des atteintes vasculaires, inflammatoires ou infectieuses qui nécessitent un bilan complémentaire ciblé.
L'échographie permet l'analyse de la protrusion papillaire qui se fait en pente douce et l'exploration du nerf optique rétro-oculaire se fait avec recherche d'une dilatation des gaines des deux nerfs optique qui pourra signer la présence d'une hypertension intracrânienne (figure 20.5) [5].
Le nerf optique d'aspect normal présente, en échographie, une section circulaire hypoéchogène sans véritable visualisation des gaines (figure 20.6A). Une dilatation des gaines donne un image plus distendue avec un nerf optique de taille normale mais entouré par un espace hypoéchogène (figure 20.6B).
Dans quelques rares cas, l'examen échographique rétro-oculaire permet d'identifier une sclérite postérieure donnant un aspect hypoéchogène de part et d'autre du nerf optique en rétro-scléral décrit en forme de moustache de gendarme.

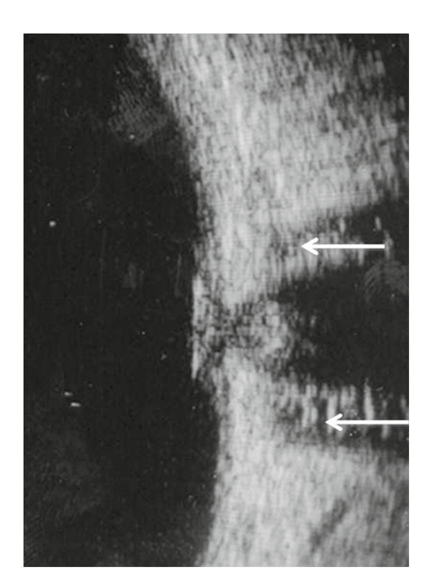


Figure 20.5. Œdème papillaire dans le cadre d'une hypertension intracrânienne, entraînant une dilatation des gaines du nerf optique (flèches).

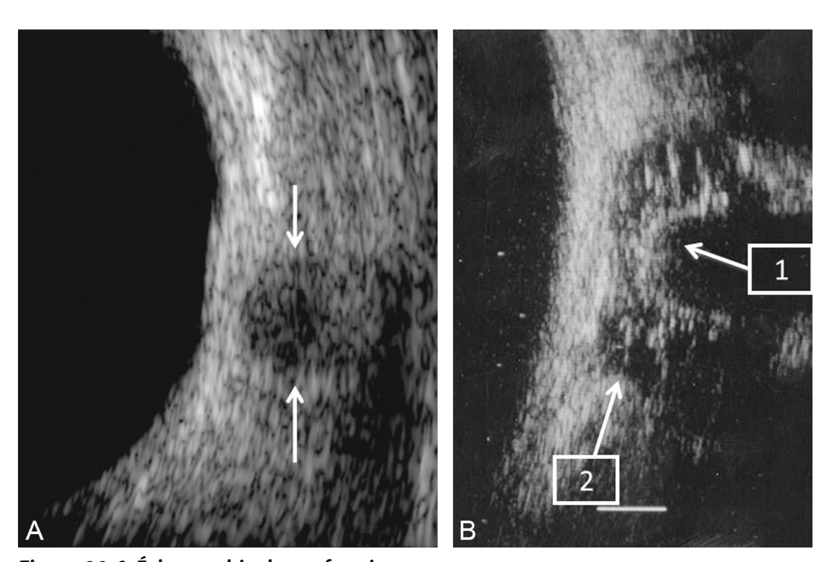


Figure 20.6. Échographie du nerf optique.
A. À gauche : image en coupe d'un nerf optique qui reste dans les limites de la normale avec un aspect hypoéchogène circulaire. B. À droite : aspect en coupe échographique de 20 Mhz d'un nerf optique qui reste d'aspect normal avec des limites circulaires nettes (flèche 1) mais entouré par un aspect hypoéchogène correspondant à une importante dilatation des gaines du nerf optique (flèche 2).

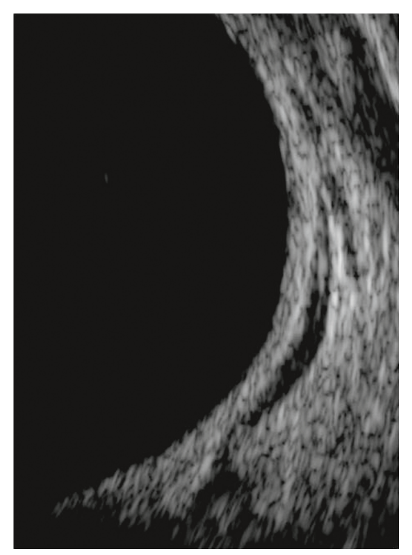


Figure 20.7. Aspect échographique d'une infiltration lymphomateuse, hypoéchogène, en arrière du pôle postérieur à explorer par IRM.

Les infiltrations lymphomateuses donnent aussi des plages hypoéchogènes rétro-oculaires (figure 20.7) pouvant bénéficier d'un bilan par imagerie orbitaire IRM ou scanner.
Les autres diagnostics d'anomalie orbitaire par échographie seront plus aléatoires et l'association à un bilan neurologique et orbitaire reste indispensable avec imagerie par scanner ou IRM.

Lésions pigmentées de la papille

En cas de lésion pigmentée sur la papille ou en péripapillaire, l'exploration échographique donne des informations sur l'importance de l'épaississement papillaire ou péripapillaire et sur son échostructure.
De nombreuses lésions pigmentées restent planes et sans véritable traduction ultrasonore, comme en cas de nævus juxtapapillaire plan ; pour cette raison, un contrôle associant rétinophotographie et échographie de 20 Mhz est recommandé, de façon à détecter les plus petites lésions et d'assurer leur suivi, en surface, par la photographie couleur et en épaisseur par l'échographie.
Les lésions les plus caractéristiques apparaissent en échographie sous la forme d'un léger épaississement, moyennement échogène, sans signe d'excavation choroïdienne (figure 20.8). Pour tenir compte du risque de mélanome péripapillaire, ces lésions pigmentées seront suivies par un bilan à distance pour juger de leur potentiel évolutif.

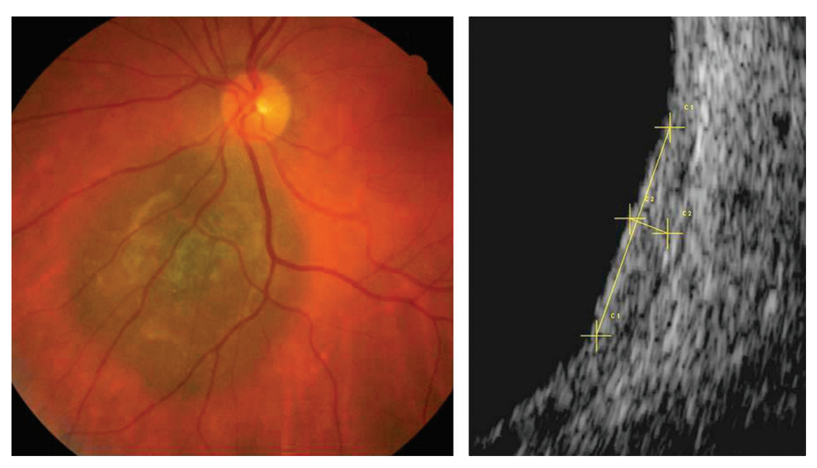


Figure 20.8. Aspect de nævus choroïdien sur le bord inférieur de la papille. À gauche, en photo couleur et, à droite, en échographie, gardant un aspect moyennement échogène sans excavation choroïdienne.

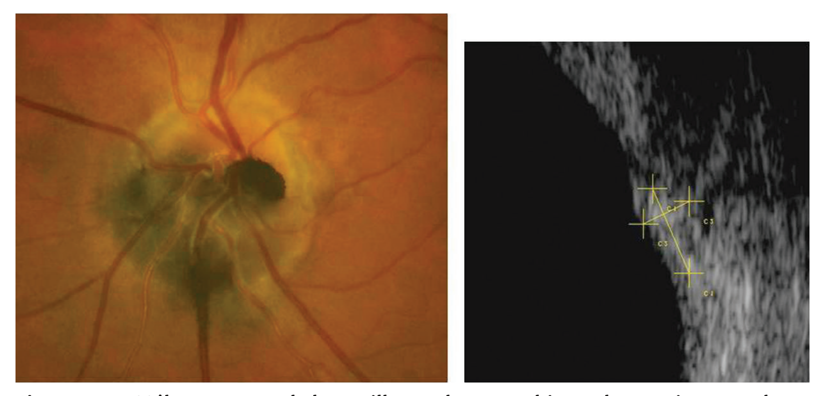


Figure 20.9. Mélanocytome de la papille en photographie couleur, qui montre le mélanocytome, très pigmenté, qui se prolonge par un probable nævus papillaire avec un aspect moins pigmenté occupant la partie inférieure de la papille. L'échographie de 20 Mhz retrouve l'aspect plutôt hyperéchogène du mélanocytome avec une mesure d'épaisseur de 1,46 mm.

Le mélanocytome de la papille est rare et atteint préférentiellement les mélanodermes : il s'agit d'une tumeur bénigne très pigmentée de la papille avec un faible potentiel évolutif [6]. Seules les lésions associées seront à surveiller : il existe parfois un nævus péripapillaire associé à quelques perturbations vasculaires au niveau de la papille. L'aspect échographique est celui d'une lésion plutôt échogène à limites assez nettes pouvant atteindre 2 mm d'épaisseur mais sans autre anomalie rétro-oculaire (figure 20.9).

Conclusion

L'examen de la papille par échographie est très utile dans certaines indications assez ciblées comme la détection des druses de la papille permettant, par exemple, chez de jeunes enfants de réaliser un diagnostic pathognomonique par mise en évidence des calcifications intrapapillaires sans nécessité de bilan d'imagerie plus poussé.

L'avantage d'une visualisation du nerf optique rétro-oculaire complète l'examen des anomalies papillaires comme en cas d'œdème papillaire avec recherche de signes d'hypertension intracrânienne.

L'utilisation des sondes de 20 MHz qui améliorent très nettement la résolution en gardant une bonne pénétration à travers la paroi du globe oculaire est un avantage important pour l'analyse de la papille et du nerf otique rétro-oculaire.

Références

[1] Zaouali S, Abroug N, Khochtali S, Kahloun R, Jelliti B, Attia S. Optic nerve head drusen : a comparative study of 10 MHz and 20 MHz ultrasound probes. Int Ophthalmol 2014, Epub ahead of print.

[2] Silverman AL, Tatham AJ, Medeiros FA, Weinreb RN. Assessment of Optic Nerve Head Drusen Using Enhanced Depth Imaging and Swept Source Optical Coherence Tomography. J Neuroophthalmol 2014, Epub ahead of print.

[3] Gili P, Flores-Rodríguez P, Yangüela J, Herreros Fernández ML. Using autofluorescence to detect optic nerve head drusen in children. J AAPOS 2013 ; 17 : 568–71.

[4] Shah A, Szirth B, Sheng I, Xia T, Khouri AS. Optic disc drusen in a child : diagnosis using noninvasive imaging tools. Optom Vis Sci 2013 ; 90 : e269–73.

[5] Neudorfer M, Ben-Haim MS, Leibovitch I, Kesler A. The efficacy of optic nerve ultrasonography for differentiating papilloedema from pseudopapilloedema in eyes with swollen optic discs. Acta Ophthalmol 2013 ; 91 : 376–80.

[6] Eldaly H, Eldaly Z. Melanocytoma of the Optic Nerve Head, Thirty-Month Follow-Up. Semin Ophthalmol (Epub ahead of print).

CHAPITRE 21

OCT de la papille

J.F. Rouland, G. Besombes

Points forts

- L'imagerie de la papille par OCT permet d'obtenir des valeurs chiffrées objectives de l'excavation papillaire.
- Les appareils les plus récents permettent une analyse des autres structures de la tête du nerf optique : lame criblée, vaisseaux papillaires, espace sous-arachnoïdien…
- Le suivi évolutif des différents paramètres bénéficie d'une meilleure reproductibilité avec des systèmes de « eye tracker » qui repositionnent les coupes lors du suivi dans le temps.

Limites

- La variabilité de l'anatomie de la papille nécessite une analyse relative des résultats fournis par les appareils OCT.
- Une comparaison des différents paramètres de la papille et des fibres optiques reste un élément important du diagnostic et du suivi de l'atteinte glaucomateuse.
- L'analyse de la lame criblée et des vaisseaux papillaires est une possibilité technologique très récente dont il faudra préciser l'intérêt pour le suivi de nos patients.

Imagerie en ophtalmologie

Introduction

Les tomographes par cohérence optique (OCT) de dernière génération réalisent un recueil en trois dimensions de la papille optique avec des possibilités d'analyse qui se majorent régulièrement : l'analyse de l'excavation papillaire, par mesure du classique *cup/disc* est, d'une part, optimisée par une meilleure reconnaissance des structures anatomiques et, d'autre part, complétée par une analyse des fibres péripapillaires, non seulement sur le disque des 3,45 mm destiné à la courbe RNFL, mais aussi tout autour de la papille par acquisition d'un cube complet centré par la papille [1–8].

L'évolution des appareils se fait aussi vers une meilleure pénétration des tissus en utilisant le mode EDI (Enhanced Depth Imaging). Ce système permet aussi d'accéder à une analyse anatomique des différentes composantes de la tête du nerf optique (la lame criblée, les vaisseaux papillaires, l'espace sous-arachnoïdien péripapillaire), laissant entrevoir de nouvelles approches pour le suivi des patients glaucomateux.

Analyse de la papille et des fibres optiques péripapillaires

L'évolution des appareils OCT en domaine spectral a considérablement augmenté la rapidité de traitement des données. Les différents systèmes d'acquisition se font, soit par l'association de scans verticaux et horizontaux, soit par l'association de scans radiaires et circulaires de façon à reconstruire le cube 3D centré par la papille.

Pour optimiser la reproductibilité des mesures et leur comparaison dans le temps, la plupart des appareils proposent un système de reconnaissance automatique (« eye tracker »).

Une fois ce cube enregistré, différentes retranscriptions peuvent en être extraites, pour mieux expliciter les différentes mesures.

Analyse de l'excavation papillaire

Mesures et valeurs importantes

Une des analyses de la papille consiste à déterminer le rapport entre l'excavation papillaire (*cup*) et le contour externe de la papille (*disc*). Ce contour externe est déterminé par les différents appareils OCT, comme étant la fin de la présence de la membrane de Bruch. Cette valeur peut être mesurée sur les différentes coupes radiaires avec possibilité de calculer le rapport entre l'exca-

vation papillaire (*cup*) et la bordure neuro-rétinienne (*disc*), appelé rapport ***cup/disc***.
Ce rapport *cup/disc* étant mesuré sur chaque coupe radiaire, il est possible :

- de mesurer la moyenne de cette valeur sur l'ensemble des coupes radiaires (*average* C/D Ratio) ;
- de comparer le rapport entre le *cup/disc* horizontal et vertical ou de comparer le C/D moyen au C/D vertical qui est souvent la valeur la plus précocement perturbée en cas de glaucome ;
- de mesurer la surface de l'excavation (*rim area*) par rapport à la surface du disque (*disc area*).

Comparaison des mesures

Cette analyse est systématiquement réalisée sur les deux yeux de façon à effectuer une analyse comparative entre les deux yeux du même patient.
Les résultats sont aussi comparés à une base de données normative de sujets du même âge (plus de 18 ans) et de même origine ethnique. Un code couleur permet de situer ces résultats : la zone verte correspond à des résultats considérés comme statistiquement normaux par rapport à la base de données, la zone jaune pour les résultats à la limite de la normale, et la zone rouge pour les résultats statistiquement hors norme. Chaque mesure peut ainsi être statistiquement analysée par rapport à une référence adaptée à chaque patient.

Courbes évolutives

L'important avantage de ces valeurs chiffrées est de pouvoir assurer un suivi évolutif avec une analyse régulière de la fonction visuelle testée par l'examen de champ visuel, un suivi de la coloration et de l'excavation papillaire par l'examen du fond d'œil ou par rétinophotographie, mais aussi un suivi des valeurs principales acquises par OCT.
Les courbes évolutives principales en OCT se font le plus souvent sur :

- la surface de la bordure neuro-rétinienne ;
- le C/D moyen ;
- le C/D vertical.

L'analyse de tendances et l'analyse d'événements sont des outils de suivis de la progression très intéressants, complétant simultanément le suivi de la progression fonctionnelle du champ visuel.

Analyse des fibres optiques péripapillaires

L'analyse de la papille, en OCT, est complétée par la mesure de l'épaisseur des fibres optiques péripapillaires. Par convention, les différents appareils mesurent cette épaisseur sur un cercle de 1,73 mm de rayon centré sur le

disque optique avec l'avantage de prendre une mesure de l'épaisseur de fibres sur une zone moins sujette aux variations anatomiques que la papille elle même.
Cette étude est développée dans le chapitre spécifique avec l'analyse des fibres ganglionnaires maculaires.
Cette analyse par OCT complète le bilan de glaucome par l'apport d'une quantification de la structure de la papille et des fibres optiques qui sera comparée examen après examen avec des logiciels de suivi évolutif. Cet élément anatomique de la papille et des fibres optiques sera aussi comparé à l'évolution des tracés de champ visuel pour corréler les anomalies de structure aux anomalies de fonction du nerf optique.

Exemples cliniques

Quelques exemples cliniques sont présentés à partir de l'appareil Cirrus SD™ OCT (Zeiss).
Pour cet appareil l'acquisition se fait sur un cube de 200 B scans composés de 200 A scans d'une surface de 6×6 mm^2.
L'appareil, par la fonction AutoCenter™, positionne automatiquement un cercle de 1,73 mm de rayon autour du disque optique. Le placement du cercle est indépendant de l'opérateur.
Plusieurs exemples sont présentés par les figures suivantes.

■ Exemple de mise en page des résultats avec l'appareil OCT SD Cirrus™ (Zeiss) (figure 21.1).

Le rapport réunit sur une même page :

- les données administratives du patient ;
- la puissance du signal qui apporte un élément de fiabilité des mesures ;
- un bloc de données chiffrées pour les deux yeux utilisant un code coloré pour qualifier les mesures par rapport à la base normative : vert dans la norme, jaune : à la limite de la normale et rouge : hors des valeurs normales ;
- une image de la papille avec les contours du disque et de l'excavation ainsi que le cercle RNFL ;
- une coupe horizontale et une coupe verticale de la papille ;
- un déroulé de la coupe RNFL ;
- un diagramme RNFL exprimé en TSNIT (pour Temporal, Supérieur, Nasal, Inférieur, Temporal) avec superposition du code couleur vert, jaune, rouge permettant de situer la courbe de ce patient par rapport à la base normative.

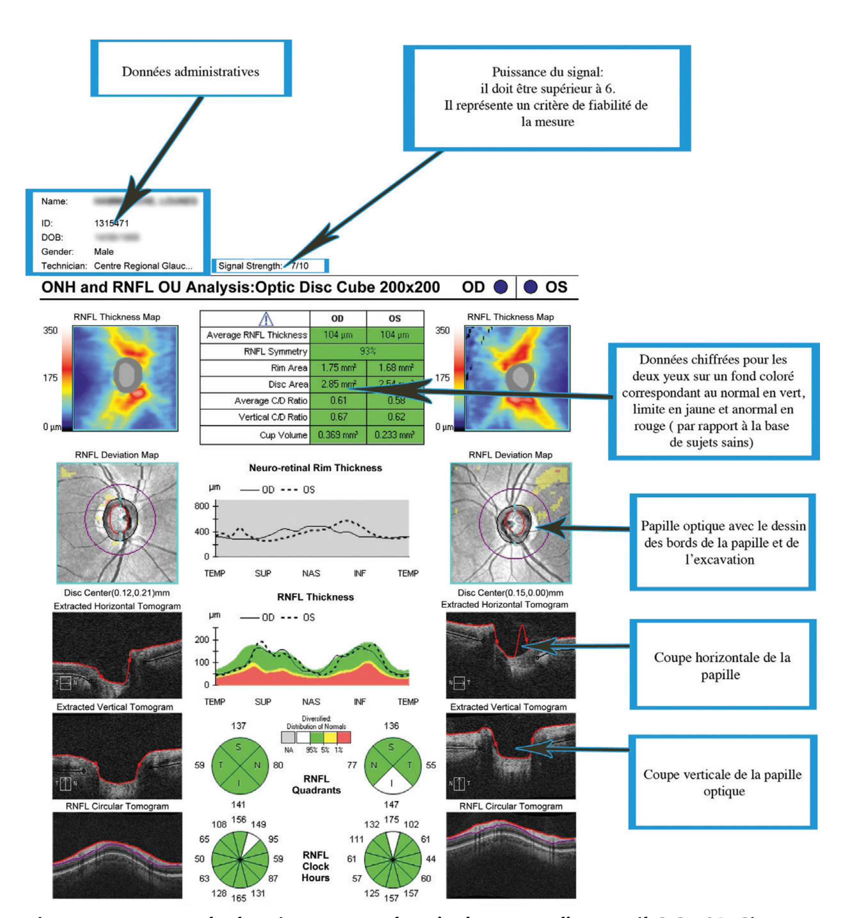


Figure 21.1. Exemple de mise en page des résultats avec l'appareil OCT SD Cirrus (Zeiss).

- Analyse d'une papille de taille moyenne avec une excavation importante (figure 21.2A, B).
- Exemple de papille très excavée (figure 21.3A, B).
- Aspect d'une papille, d'aspect verticalisé, suspecte d'amincissement de la bordure neuro-rétinienne (figure 21.4A, B).
- Exemple d'une dysversion papillaire (figure 21.5A, B).
- Glaucome débutant avec déficit en fibres (figure 21.6A, B).
- Analyse de progression (figure 21.7A, B).

Analyse des autres éléments de la tête du nerf optique

Les nouvelles techniques d'OCT SD, et du mode en EDI, permettent une visualisation précise des structures profondes de la papille, qui ne sont pas complètement visualisables au fond d'œil ou sur des clichés photographiques. La visualisation de la choroïde et de la sclère péripapillaire devient possible avec analyse de la lame criblée ainsi que des vaisseaux papillaires.
Cette imagerie permet une meilleure compréhension des mécanismes physiopathologiques impliqués dans l'atteinte structurelle glaucomateuse.



Figure 21.2. Papille gauche.
A. Photo couleur de la papille gauche avec excavation papillaire et légère pigmentation du bord temporal supérieur de la papille.

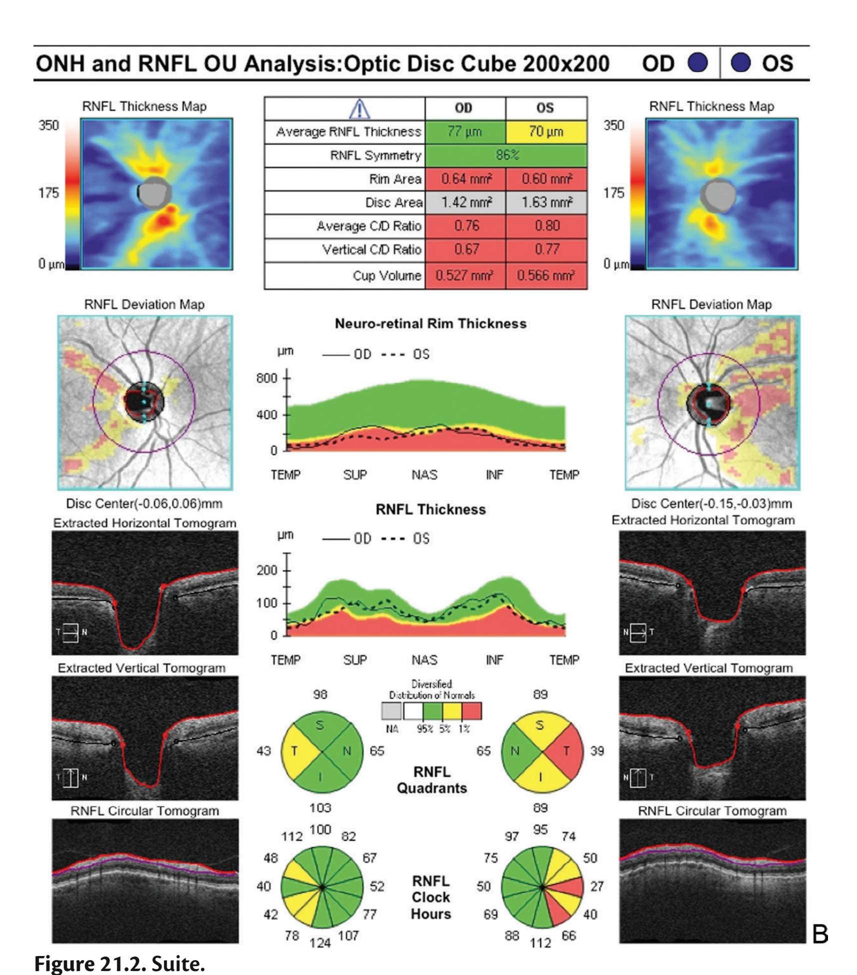


Figure 21.2. Suite.
B. Rapport en OCT Cirrus (Zeiss) avec un disque papillaire mesuré du côté gauche à 1,63 mm de taille moyenne mais avec une importante réduction de la bordure neurorétinienne mesurée à 0,6 mm² apparaissant en rouge par rapport à la base normative.

Cette étude ciblée sur les structures complexes de la tête du nerf optique peut s'associer à l'analyse de l'épaisseur des fibres nerveuses rétiniennes péripapillaires et de la couche du complexe ganglionnaire.

Les premières études réalisées dans ce domaine s'appuient sur la technologie de l'appareil OCT *spectral domain* de Heidelberg : cet appareil possède les caractéristiques suivantes :

- diode super luminescente (SLD de 870 nm) ;
- scan infrarouge simultané pour une visualisation correcte des microstructures oculaires ;
- détection des mouvements oculaires par système de « Dual Live Eye Tracking », qui permet de coupler les clichés d'ophtalmoscopie confocale laser (SLO), et de l'OCT SD pour les ajuster aux mouvements oculaires du patient (résolution des images optimisée) ;
- analyse en *Enhanced Depth Imaging* (EDI) pour visualisation des structures profondes ;
- résolution transversale de 14 micromètres et axiale de 3 à 8 micromètres ;
- 40 000 A scan/s ;
- qualité de l'image attestée par une intensité de signal > 15 dB.

L'analyse ciblée de la papille se fait en EDI à l'aide d'une fenêtre rétinienne de 20° centrée sur la papille (fixation nasale). Le plan de référence est dirigé en arrière (en rapprochant l'objectif au plus près de l'œil du patient) afin de mieux visualiser les structures profondes. On utilise un rectangle de 10° × 15°,

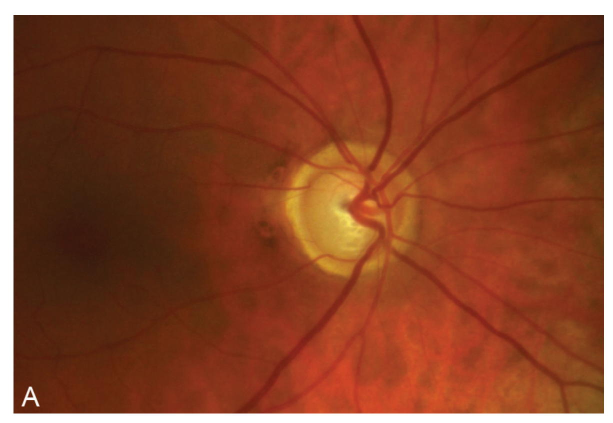
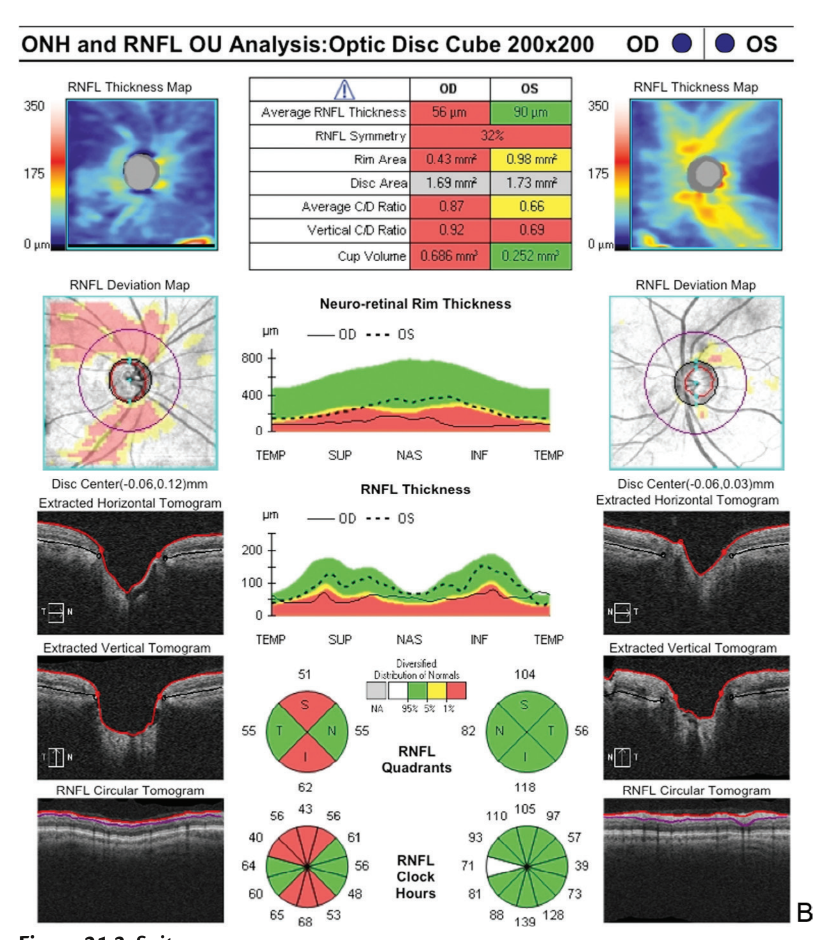


Figure 21.3. Papille droite.
A. Photo couleur d'une papille droite avec réduction de l'épaisseur de l'anneau neuro-rétinien.



⚠	OD	OS
Average RNFL Thickness	56 µm	90 µm
RNFL Symmetry	32%	
Rim Area	0.43 mm²	0.98 mm²
Disc Area	1.69 mm²	1.73 mm²
Average C/D Ratio	0.87	0.66
Vertical C/D Ratio	0.92	0.69
Cup Volume	0.686 mm³	0.252 mm³

Figure 21.3. Suite.
B. Le tracé en OCT montre, du côté droit, un disque mesuré à 1,69 mm^2 de taille moyenne, avec une bordure neuro-rétinienne mesurée à 0,43 mm^2 correspondant à une valeur statistique notée en rouge comme les autres paramètres de cet œil.

une ligne de 6 mm (512 A scan) avec un intervalle de 50 microns entre chaque scan [9].

Visualisation de la choroïde et de la sclère péripapillaire (configuration et orientation du bord de l'anneau scléral)

La détermination exacte de la bordure de l'anneau scléral péripapillaire d'Elschnig à l'examen clinique n'est pas aisée. La bordure anatomique externe de l'anneau scléral est définie comme la terminaison de la membrane de Bruch, recouvrant parfois une partie de cet anneau (figure 21.8) [10].

Le bord de l'anneau scléral peut être classé selon sa configuration à l'OCT : pente oblique vers l'intérieur, oblique vers l'extérieur, perpendiculaire. On retrouve une prédominance générale de la configuration oblique en dedans, en particulier dans les régions supérieure et nasale de la papille, avec un recouvrement par la membrane de Bruch en périphérie (figure 21.9) [11].

Analyse de la lame criblée : position, épaisseur, modification des pores

La caractéristique essentielle du canal scléral est d'être à moitié fermée en arrière par la lame criblée, structure originale par rapport à son environnement. Sa fonc-

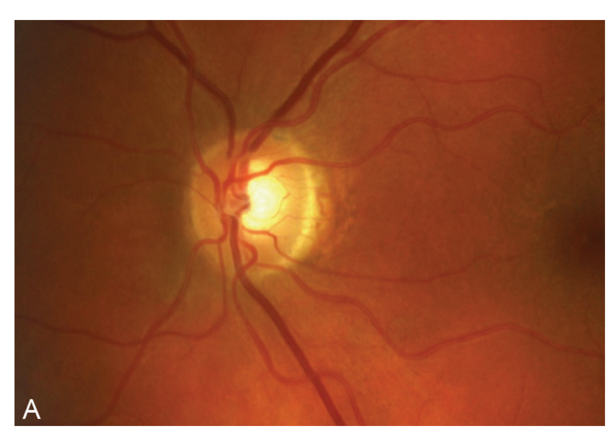


Figure 21.4. Grande papille.
A. La photo couleur de la papille gauche montre un contour ovalaire de l'excavation papillaire dans le sens vertical.

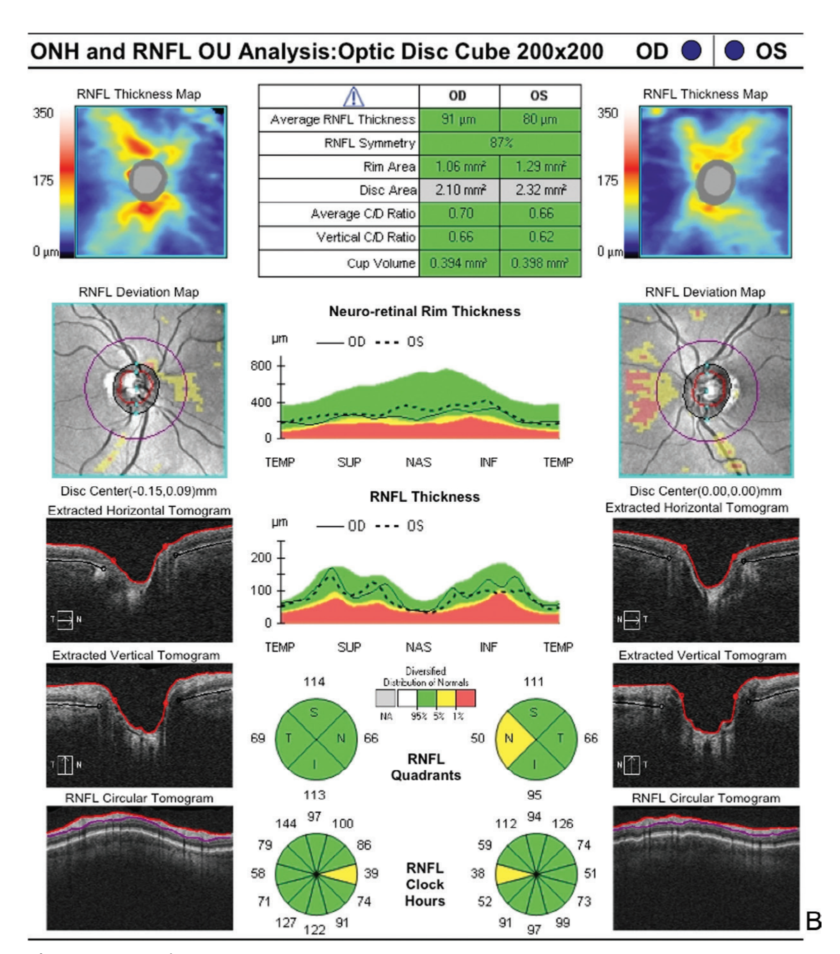


Figure 21.4. Suite.
B. Les tracés en OCT montrent, du côté gauche, un disque mesuré à 2,32 mm correspondant à une grande papille avec une bordure neuro-rétinienne qui reste dans les limites de la normale (1,29 mm²).

tion principale est de laisser le passage aux fibres visuelles, aux vaisseaux rétiniens et en même temps de préserver ces structures du gradient de pression existant entre les espaces intra- et extra-oculaires.
La profondeur de la lame criblée, ainsi que son épaisseur, peuvent être examinées à l'aide de l'OCT SD en mode EDI (figures 21.10 et 21.11) [12].
La profondeur de la lame criblée (ALD : anterior lamina cribrosa distance sur la figure 21.11) est déterminée par la distance comprise entre la ligne unissant les deux extrémités de la terminaison de la membrane de Bruch (points jaunes) et la bordure antérieure de la lame (ligne verte).
L'épaisseur de la lame criblée (LT : *lamina thickness*) est déterminée par la distance entre les bordures antérieure et postérieure (structures hyperréflectives) visualisées sur la coupe OCT (les flèches noires montrent les pores de la lame criblée sur la figure 21.11).
Cette épaisseur est analysée le plus souvent sur trois coupes horizontales (supérieure, centrale et inférieure) (figure 21.12) [13].
L'OCT Spectralis permet également de visualiser les pores de la lame criblée pouvant être de forme et de taille différentes (figure 21.13) [14].
On peut aussi objectiver des déficits localisés (tête de flèche de la figure 21.13) au sein de la lame criblée, en rapport, le plus souvent, avec une perte focale de fibres nerveuses rétiniennes péripapillaires (figure 21.14) [14].

Visualisation des vaisseaux au sein de la papille

On visualise aisément les vaisseaux centraux de la rétine (figure 21.15) [14] (A-F) lorsqu'ils traversent la lame criblée (astérisque). L'artère centrale de la rétine



Figure 21.5. Dysversion papillaire, œil droit.
A. Photo couleur d'une dysversion papillaire modérée de l'œil droit avec légère atrophie péripapillaire en temporal.

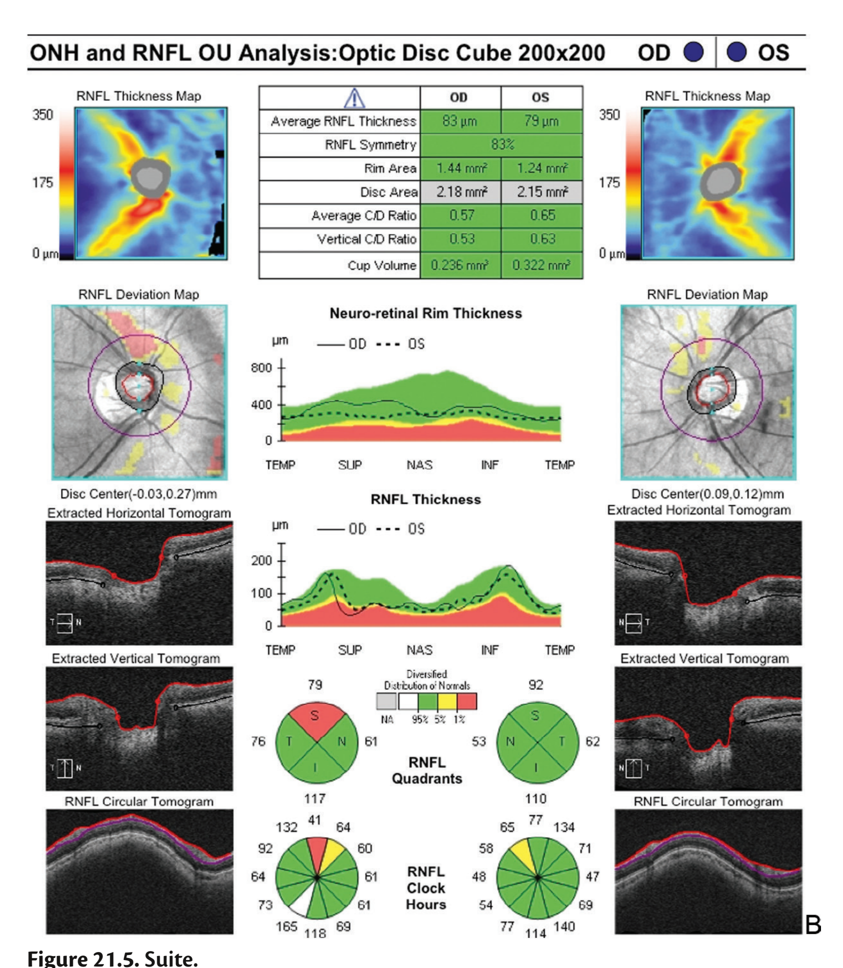


Figure 21.5. Suite.
B. Résultat de l'OCT, œil droit : bonne qualité des paramètres et de la détection de la bordure neuro-rétinienne mesurée à 1,44 mm^2 qui reste dans les valeurs statistiquement normales.

(flèche noire) présente un aspect homogène hyper-réflectif avec un calibre constant alors que les branches veineuses ont une forme plus irrégulière (flèche blanche).
On peut observer également les artères ciliaires courtes postérieures cheminant dans la sclère et se drainant dans la choroïde (G-I), ainsi qu'une artère cilio-rétinienne dont le trajet peut être retracé sur plusieurs coupes successives (J-L).

Visualisation de l'espace sous-arachnoïdien péripapillaire

L'espace sous-arachnoïdien (figure 21.16) [14] (flèches noires) peut être visualisé au pourtour du nerf optique (gaine piale visualisée par les têtes de flèches blanches), sous forme d'une clarté variable, particulièrement chez les patients myopes et dépendant du degré d'atrophie parapapillaire (limite de la sclère visualisée par les têtes de flèche noires, lame criblée par l'astérisque). Il est également caractérisé par une importante variabilité interindividuelle.

Analyse de l'épaisseur l'anneau neuro-rétinien

Une nouvelle analyse de l'épaisseur des fibres optiques sur le bord de la papille est proposée par Heidelberg avec l'OCT Spectralis : cette mesure est basée sur la détermination de l'épaisseur minimale des fibres otiques à partir de la fin de la membrane de Bruch. Cette valeur est acquise de façon radiaire, en utilisant 48 coupes centrées sur la papille (figure 21.17), avec repérage de la limite de la membrane de Bruch et mesure de l'épaisseur la plus faible de l'anneau neuro-rétinien par rapport à ce repère. Cette mesure est prise de façon oblique (figure 21.18) par rapport au

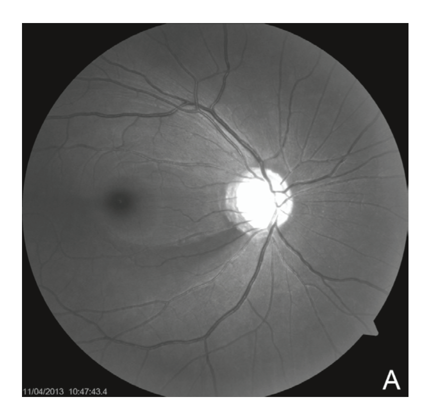
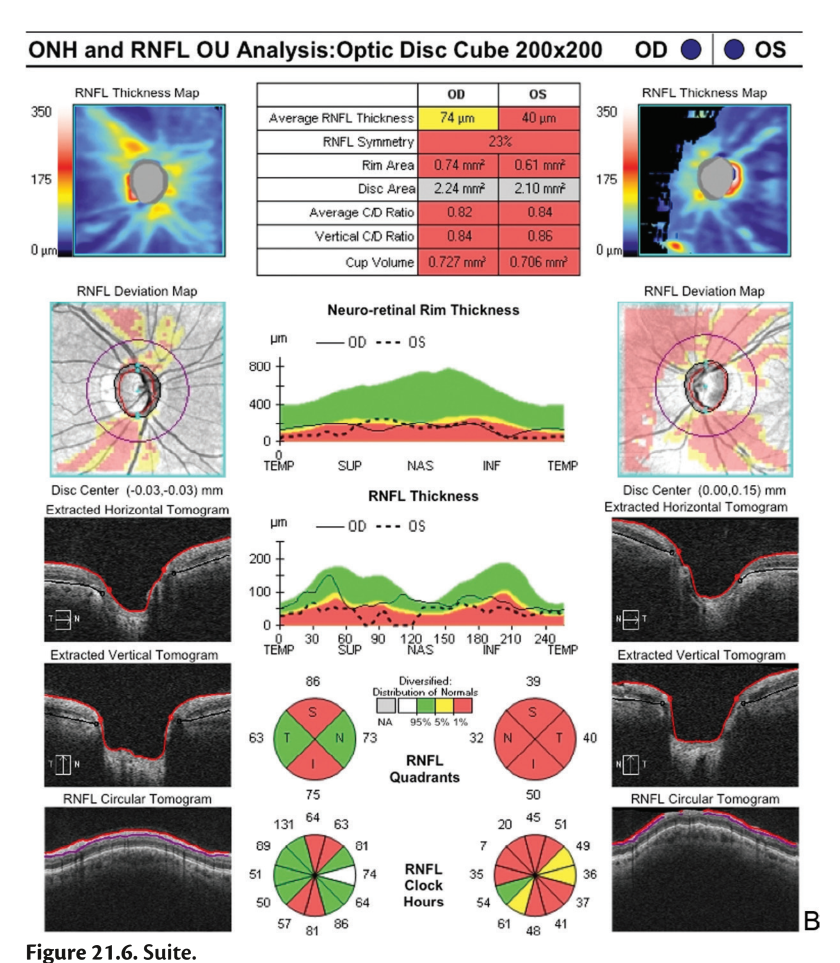


Figure 21.6. Cliché monochromatique de l'œil droit.
A. Photographie en cliché monochromatique de l'œil droit avec mise en évidence d'un déficit fasciculaire en fibres sur le secteur temporal inférieur (aspect plus sombre du faisceau déficitaire).



	OD	OS
Average RNFL Thickness	74 µm	40 µm
RNFL Symmetry	23%	
Rim Area	0.74 mm²	0.61 mm²
Disc Area	2.24 mm²	2.10 mm²
Average C/D Ratio	0.82	0.84
Vertical C/D Ratio	0.84	0.86
Cup Volume	0.727 mm³	0.706 mm³

Figure 21.6. Suite.
B. Confirmation de l'atteinte par OCT du côté droit avec réduction de la surface de la bordure neuro-rétinienne mesurée à 0,74 mm².

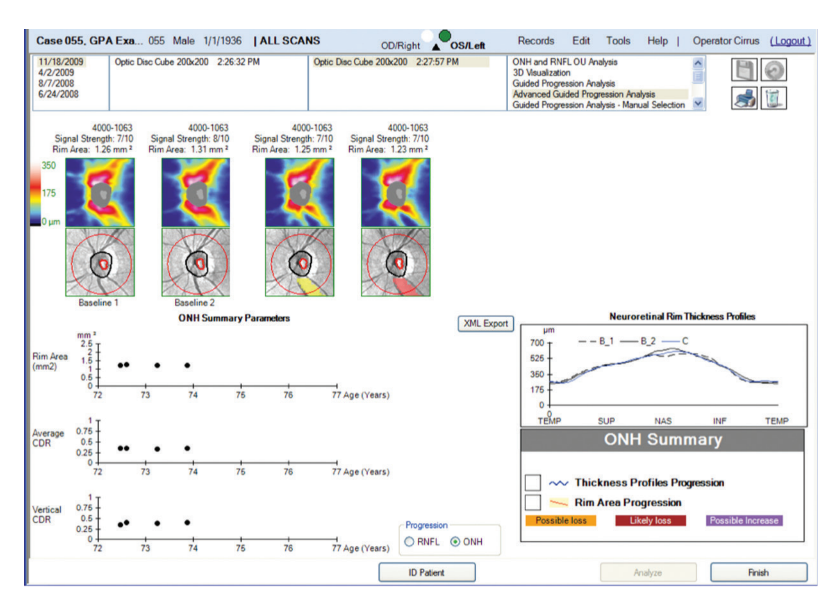


Figure 21.7. Le logiciel « GPA » (Zeiss) pour *Guided Progression Analysis* permet de suivre l'évolution des paramètres papillaires.
Bordure neuro-rétinienne (*rim area*), C/D moyen et C/D vertical.

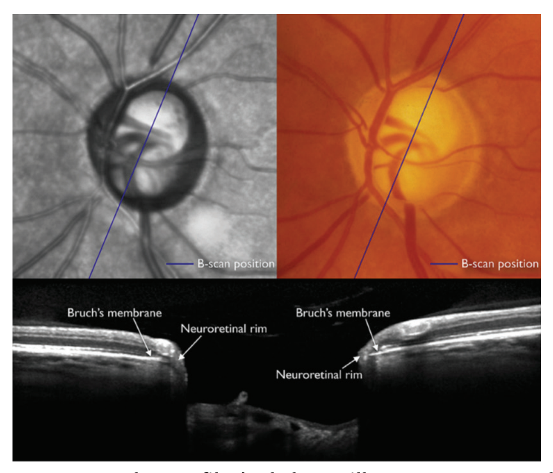


Figure 21.8. Images en couleur et filtrée de la papille avec une coupe oblique en OCT Spectralis (Heidelberg) permettant d'identifier la fin de la membrane de Bruch pour servir de repère à la mesure du diamètre du disque optique.
D'après Chauhan et al. [10].

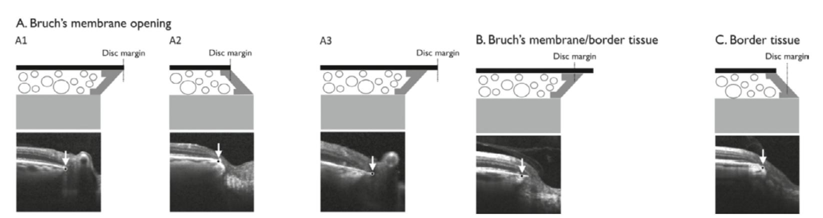


Figure 21.9. Aspect en OCT montrant la variabilité du contour de l'anneau neurorétinien par rapport à la limite de la membrane de Bruch sur le bord du disque optique.
D'après Reis et al. [11].

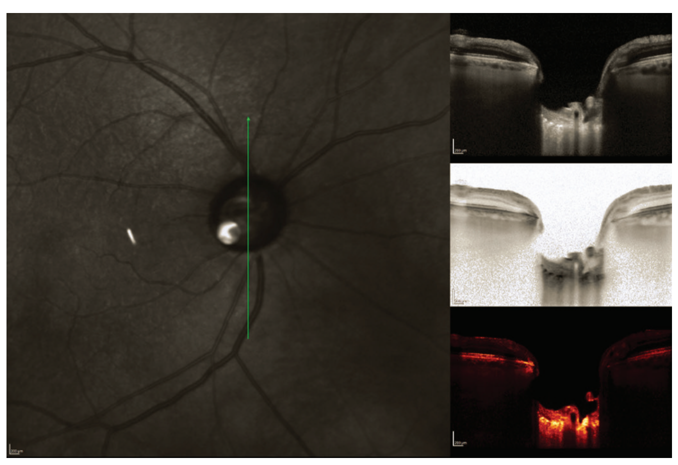


Figure 21.10. Visualisation de la lame criblée en OCT Spectralis (CHRU de Lille).
D'après Kim et al. [12].

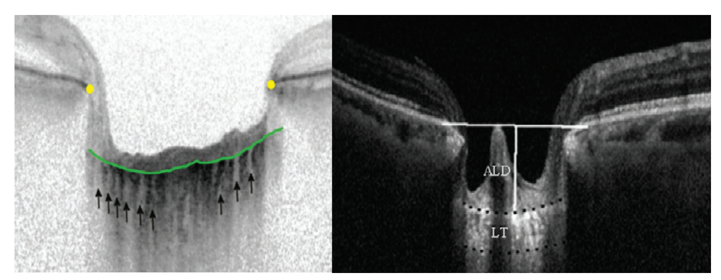


Figure 21.11. Repérage de la face antérieure (ligne verte) et de la face postérieure de la lame criblée en OCT de très haute résolution. Les flèches indiquent les pores de la lame criblée.
D'après Kim et al. [12].

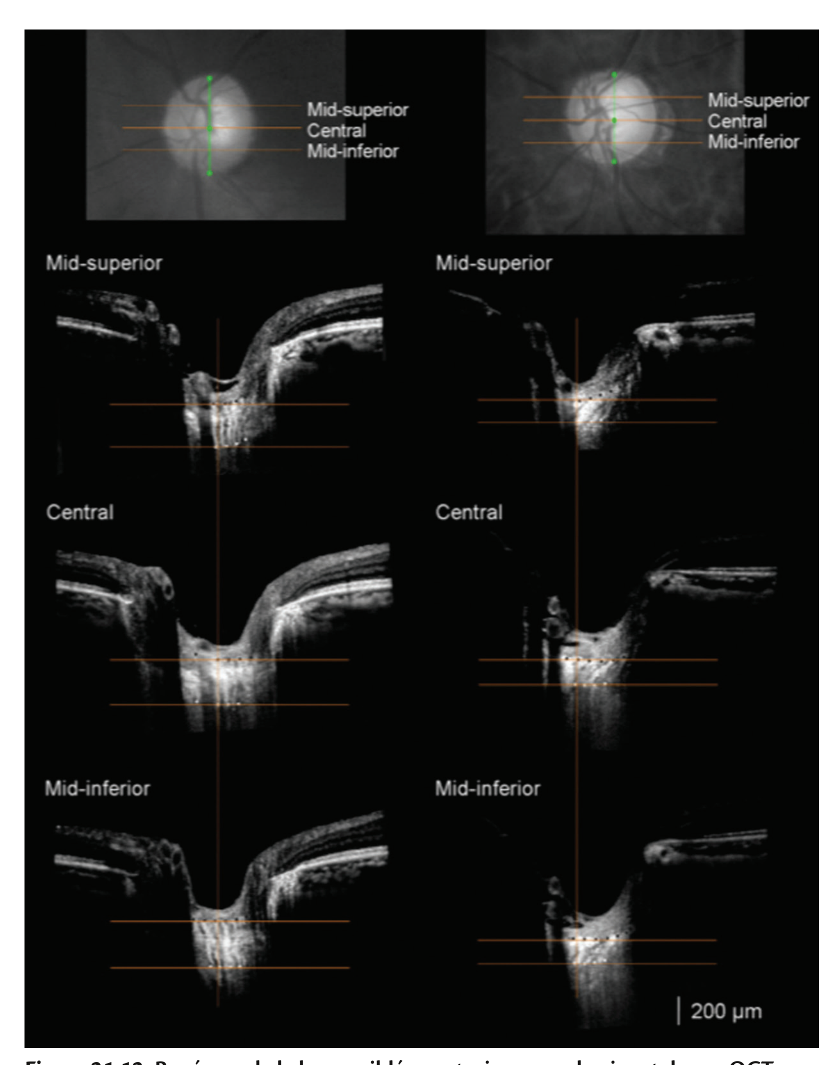


Figure 21.12. Repérage de la lame criblée sur trois coupes horizontales en OCT pour mieux rendre compte de cette structure anatomique.
D'après Lopilly et al. [13].

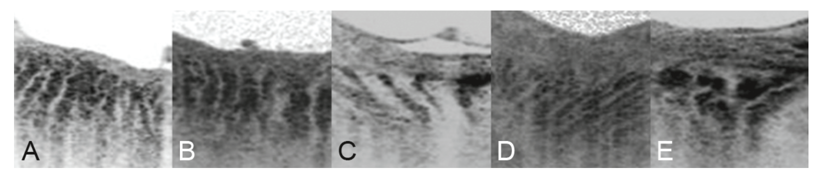


Figure 21.13. Visualisation de différents déficits au sein de la lame criblée.
D'après Park et al. [14].

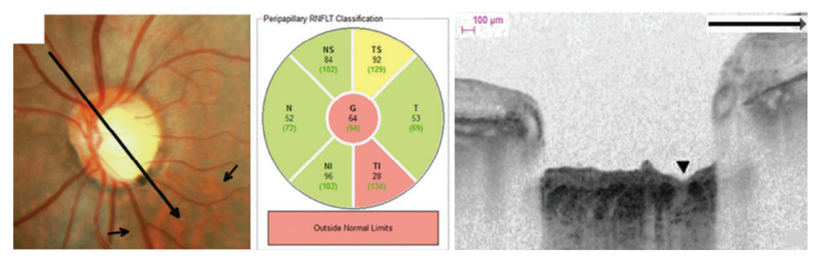


Figure 21.14. Déficit localisé de fibres optiques visualisé sur le cliché couleur avec amincissement de l'anneau neuro-rétinien en temporal inférieur et sur la coupe OCT (flèche).
D'après Tatham et al. [15].

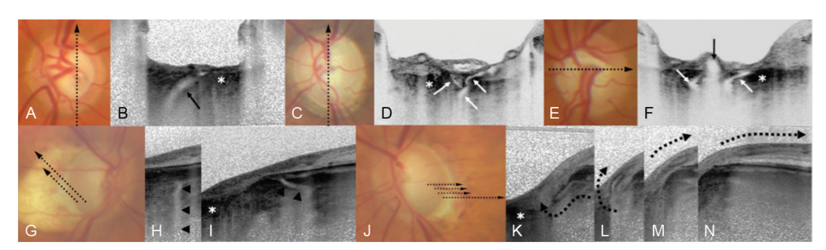


Figure 21.15. Visualisation en OCT Spectralis des vaisseaux centraux de la rétine avec aspect rectiligne de l'artère centrale (flèche noire) et un aspect plus tortueux des branches veineuses (flèche blanche). Les artères ciliaires courtes postérieures peuvent aussi être identifiées (J-L).
D'après Park et al. [14].

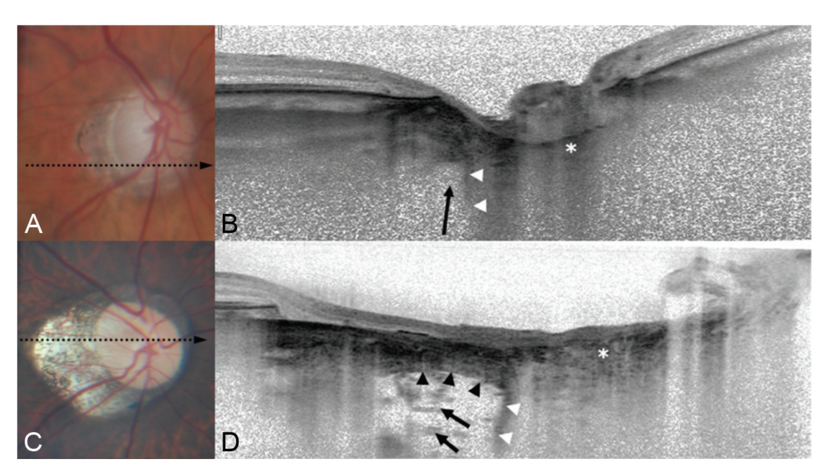


Figure 21.16. Analyse de l'espace sous-arachnoïdien (flèche noire cliché du haut) au pourtour du nerf optique (flèche blanche).
D'après Park et al. [14].

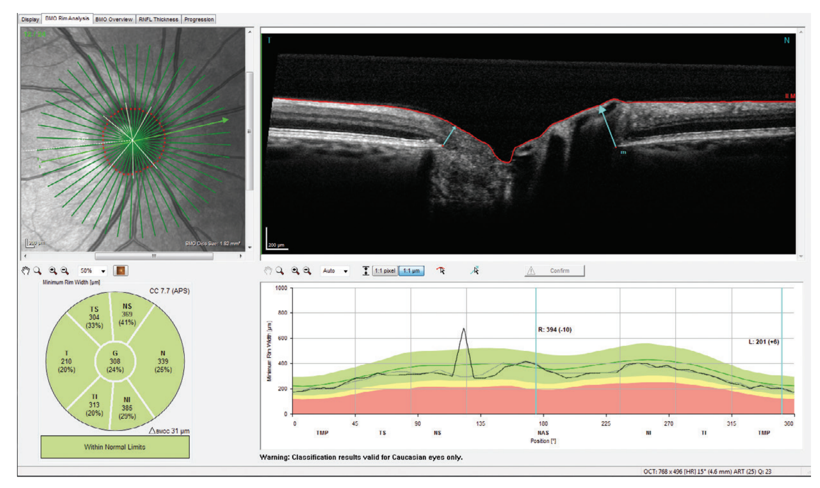


Figure 21.17. Représentation des 48 coupes radiaires centrées sur la papille servant de base à la mesure du rapport *cup* sur disque avec l'appareil Spectralis (Heidelberg).
Ce nouveau logiciel propose une mesure de l'épaisseur de l'anneau neuro-rétinien la plus faible à partir de l'extrémité de la membrane de Bruch au niveau du disque optique. L'axe de mesure principal ne serait pas l'axe horizontal mais l'axe dirigé vers le centre de la fovéola.



Figure 21.18. Représentation, à partir de l'image SLO de l'OCT Spectralis, des différentes coupes radiaires avec visualisation de l'axe de mesure de l'épaisseur de l'anneau neuro-rétinien déterminé par l'épaisseur la plus faible : ceci entraîne une forte variabilité des axes de mesure à l'opposé des autres systèmes de mesure en OCT qui prennent un repère de plan parallèle au disque optique pour mesurer le *cup*.

plan du disque rétinien alors que les autres OCT prennent la mesure du *cup* sur un plan parallèle au plan du disque optique. Cette solution technologique pourrait limiter la variabilité des mesures.

Conclusion

L'analyse de la papille bénéficie des progrès constants des OCT avec une évolution vers une analyse statistiques de différents paramètres de la papille comme la détermination du rapport *cup/disc* déjà utilisé en pratique courante mais avec une amélioration de chaque mesure liée à l'amélioration de la résolution des OCT couplé à des techniques de recalage des images pour améliorer le suivi évolutif.

La majoration de résolution des appareils et leur meilleure pénétration permettent aussi d'analyser la structure papillaire dans son ensemble avec analyse de la lame criblée, des vaisseaux papillaires, de l'espace sous-arachnoïdien péripapillaire…

Références

[1] Bengtsson B, Andersson S, Heijl A. Performance of time-domain and spectral-domain Optical Coherence Tomography for glaucoma screening. Acta Ophthalmol 2012 ; 90 : 310–5.

[2] Bussel II, Wollstein G, Schuman JS. OCT for glaucoma diagnosis, screening and detection of glaucoma progression. Br J Ophthalmol 2013, online only.
[3] Chang RT, Knight OJ, Feuer WJ, Budenz DL. Sensitivity and specificity of time-domain versus spectral-domain optical coherence tomography in diagnosing early to moderate glaucoma. Ophthalmology 2009 ; 116 : 2294–9.
[4] Manjunath V, Shah H, Fujimoto JG, Duker JS. Analysis of peripapillary atrophy using spectral domain optical coherence tomography. Ophthalmology 2011 ; 118 : 531–6.
[5] Medeiros FA, Zangwill LM, Bowd C, Vessani RM, Susanna Jr R, Weinreb RN. Evaluation of retinal nerve fiber layer, optic nerve head, and macular thickness measurements for glaucoma detection using optical coherence tomography. Am J Ophthalmol 2005 ; 139 : 44–55.
[6] Mwanza JC, Chang RT, Budenz DL, Durbin MK, Gendy MG, Shi W, et al. Reproducibility of peripapillary retinal nerve fiber layer thickness and optic nerve head parameters measured with cirrus HD-OCT in glaucomatous eyes. Invest Ophthalmol Vis Sci 2010 ; 51 : 5724–30.
[7] Mwanza JC, Oakley JD, Budenz DL, Anderson DR, Cirrus G. Optical Coherence Tomography Normative Database Study, Ability of cirrus HD-OCT optic nerve head parameters to discriminate normal from glaucomatous eyes. Ophthalmology 2011 ; 118 : 241–8, e1.
[8] Schuman JS, Hee MR, Arya AV, Pedut-Kloizman T, Puliafito CA, Fujimoto JG, et al. Swanson, Optical coherence tomography : a new tool for glaucoma diagnosis. Curr Opin Ophthalmol 1995 ; 6 : 89–95.
[9] Lopilly Park HY, Park CK. Diagnostic Capability of Lamina Cribrosa Thickness by Enhanced Depth Imaging and Factors Affecting Thickness in Patients with Glaucoma. Ophthalmology 2013 ; 120 : 745–52.
[10] Chauhan BC, Burgoyne CF. From Clinical Examination of the Optic Disc to Clinical Assessment of the Optic Nerve Head : A Paradigm Change. Am J Ophthalmol 2013 ; 156 : 218–27.
[11] Reis AS, Sharpe CP, Yang H, et al. Optic Disc Margin Anatomy in Patients with Glaucoma and Normal Controls with Spectral Domain Optical Coherence Tomography. Ophthalmology 2012 ; 119 : 738–47.
[12] Kim S, Sung KR, Lee JR, Lee KS. Evaluation of Lamina Cribrosa in Pseudoexfoliation Syndrom Using Spectral-Domain Optical Coherence Tomography Enhanced Depth Imaging. Ophthalmology 2013 ; 120 : 1798–803.
[13] Lopilly Park HY, Jean SH, Park CK. Enhanced Depth Imaging Detects Lamina Cribrosa Thickness Differences in Normal Primary Open-Angle Glaucoma. Ophthalmology 2012 ; 119 : 10–20.
[14] Park SC, De Moraes CG, Teng CC, et al. Enhanced Depth Imaging Optical Coherence Tomography of the Deep Optic Nerve Complex Structures in Glaucoma. Ophthalmology 2012 ; 119 : 3–9.
[15] Tatham AJ, Miki A, Weinreb RN, et al. Defects of the Lamina Cribrosa in Eyes with localized Retinal Nerve Fiber Layer Loss. Ophthalmology 2014 ; 121 : 110–1.

CHAPITRE

22

Angiographie de la papille

M. Puech, A. El Maftouhi, M. Aimadaly

Points forts

- L'angiographie de la papille permet d'identifier les anomalies circulatoires spécifiques de la papille comme en cas de névrite optique antérieure aiguë.
- Le diagnostic d'œdème papillaire peut être utilement complété par l'angiographie après avoir, auparavant, éliminé le diagnostic assez fréquent de druse de la papille.
- L'analyse circulatoire de la papille pourra progressivement être remplacée par les nouvelles générations d'OCT angiographie qui représentent une technologie très récente mais prometteuse pour limiter le recours à l'injection de fluorescéine.

Points faibles

- L'angiographie de la papille avec injection de fluorescéine présente les risques connus d'effets secondaires; la justification de son indication est plutôt basée sur la recherche de territoires d'ischémie rétinienne comme en cas de rétinopathie diabétique ou d'occlusion veineuse mais les tableaux d'œdème papillaire sont d'installation rapide ou d'évolution prolongée.

Introduction

L'exploration par angiographie de la circulation papillaire apporte des informations sur les éléments circulatoires spécifiques de la papille et sur les vaisseaux rétiniens, mais aussi sur la vascularisation des lésions pigmentées de la papille. Le recours à l'angiographie est concurrencé par le développement des OCT récents, avec un mode spécifique de meilleure pénétration dans la choroïde (*Enhance Depth Imaging* : EDI) et, plus récemment, avec un mode OCT angiographie sans nécessité de produit de contraste.

L'angiographie à la fluorescéine garde cependant son avantage d'analyse de la circulation papillaire et rétinienne avec une très bonne approche des lésions solides de la papille, des pathologies neurologiques et des pathologies circulatoires au premier rang desquelles se trouvent la rétinopathie diabétique et les occlusions veineuses.

Moyens techniques

L'exploration par angiographie de la tête du nerf optique se fait, comme pour la région maculaire, en associant souvent plusieurs sources d'imagerie : l'examen commence, le plus souvent, par des photographies en couleur de la région papillaire, parfois complétées par des clichés en autofluorescence pour détecter les druses de la papille.

La séquence angiographique est ensuite réalisée avec le colorant de fluorescéine en enregistrant les différents temps : temps artériel, puis artério-veineux (figure 22.1), puis des clichés plus tardifs pour observer les phénomènes de disparition de la fluorescéine mais parfois de rétention de la fluorescéine par les tissus (phénomène de *staining*).

Des progrès très récents dans l'utilisation des appareils OCT permettent d'obtenir, sans injection de produit de contraste, un relevé très précis de la vascularisation

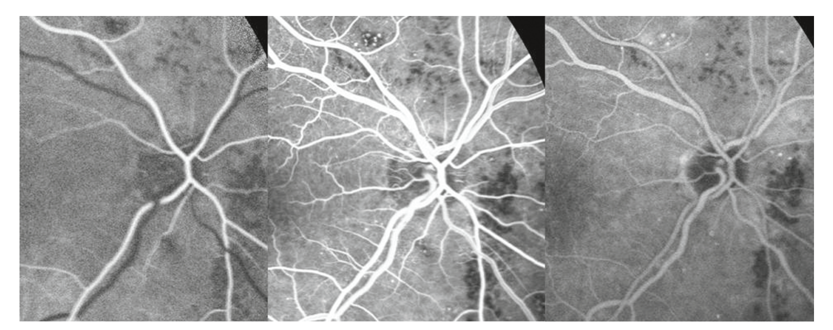


Figure 22.1. Angiographie de papille restant dans les limites de la normale avec visualisation aux différents temps de l'angiographie (temps artériel, artério-veineux, puis tardif) des vaisseaux centraux de la rétine, des artères ciliaires courtes et des vaisseaux papillaires.

rétinienne et papillaire. Il est ainsi possible d'identifier les vaisseaux rétiniens passant par la papille à destination de la rétine mais l'OCT angiographie permet aussi d'apprécier le tissu papillaire lui-même et d'identifier, en fonction des plans de coupe, la lame criblée (figure 22.2).

L'angiographie de la papille est utile pour analyser la situation vasculaire normale, avec le flux des vaisseaux centraux de la rétine, mais aussi pour analyser les artères ciliaires courtes. En cas d'anomalie de structure de la papille, soit par présence d'une lésion solide, soit par aspect de turgescence papillaire, l'angiographie pourra être demandée en complément des autres explorations (rétinographies, OCT ou échographie).

Lésions pigmentées de la papille

Les nævi papillaires et juxtapapillaires sont des lésions assez fréquentes avec un aspect comparable, en angiographie, aux nævi choroïdiens situés plus à distance de la papille. La surveillance par rétinographie couleur et par échographie ou OCT est une association très performante pour le suivi régulier des petites lésions : les clichés couleurs donnent une information précise sur la surface de la lésion et sa régularité, les images échographiques, en coupe, donnent l'épaisseur de la lésion et sa structure ultrasonore (en privilégiant les sondes de 20 Mhz de résolution

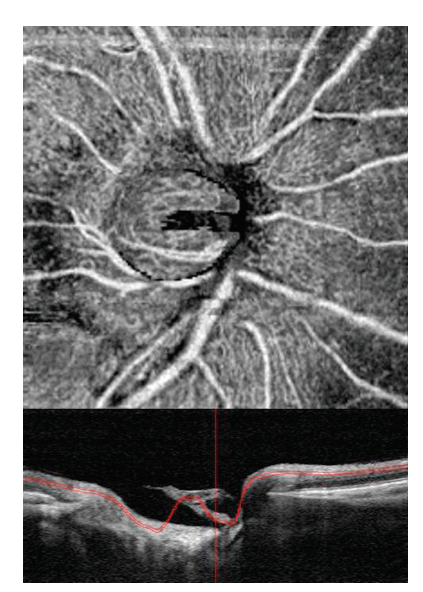


Figure 22.2. Image en OCT « en face » utilisant le protocole SSADA (Optovue™) pour imager les flux vasculaires. Excavation papillaire modérée avec visualisation des vaisseaux rétiniens, des artères ciliaires courtes et ébauche de visualisation de la lame criblée.

plus élevée que les sondes classiques de 10 MHz) (figure 22.3). Les coupes en OCT peuvent être assez performantes pour les lésions les moins pigmentées, qui absorbent peu le faisceau infrarouge. L'utilisation du mode EDI sur les OCT récent permet d'améliorer la pénétration du faisceau infrarouge dans la choroïde.

Cependant, la découverte d'une lésion volumineuse avec modification vasculaire ou croissance documentée de son volume doit pousser à la réalisation d'un bilan angiographique.

En cas de lésion papillaire très pigmentée, il faudra évoquer le diagnostic de mélanocytome qui peut évoluer lentement mais sans véritable perturbation circulatoire identifiable en angiographie.

Druses de la papille

En cas de diagnostic suspect de druse de la papille avec relief papillaire, l'angiographie sera différée après un bilan comportant des clichés couleurs, des clichés en autofluorescence et un examen échographique plus ou moins couplé à un bilan papillaire par OCT.

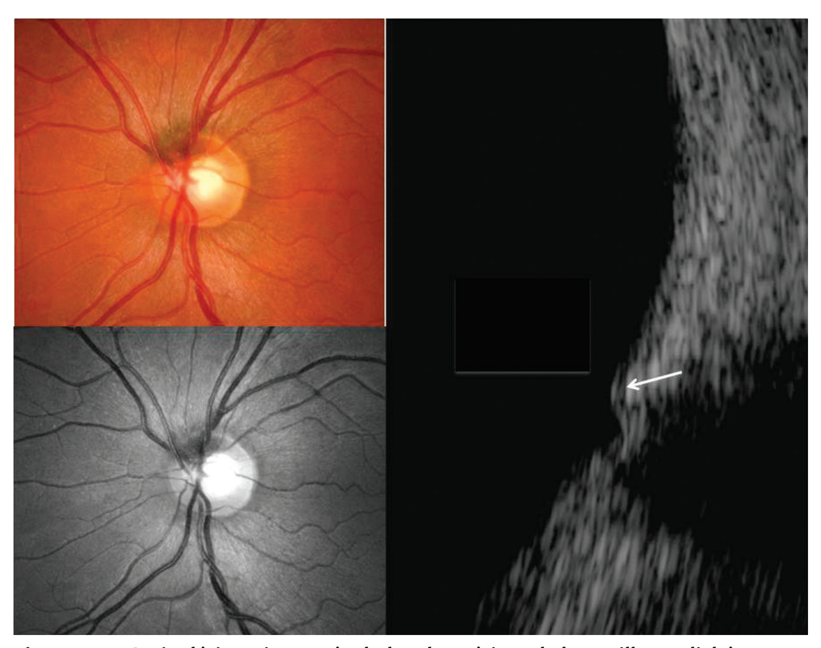


Figure 22.3. Petite lésion pigmentée du bord supérieur de la papille en cliché couleur et filtré avec une coupe échographique de 20 MHz ne montrant qu'un discret remaniement légèrement hypoéchogène. À ce stade, une surveillance par cliché couleur et échographie est préconisée sans nécessité de bilan angiographique.

Les druses de la papille sont souvent calcifiées donnant, en échographie, un aspect de nodule hyperéchogène qui étaye le diagnostic. Les clichés en autofluorescence montrent une ou plusieurs zones spontanément hyperfluorescentes témoignant de la présence de druses papillaires. Cependant, les druses papillaires, n'étant pas toutes calcifiées, l'échographie peut être mise en défaut ainsi que l'autofluorescence, lorsque les druses sont plus profondes ou de petite taille. Dans ce cas, l'aspect en OCT pourra être évocateur de druses, en opposition à un œdème papillaire, par un raccordement du relief papillaire d'aspect plus abrupt pour les druses et plus aigu pour l'œdème papillaire (figure 22.4). Lorsque le doute persiste, le recours à l'angiographie recherchera les phénomènes de rétention du colorant en cas d'œdème papillaire, souvent associée à des modifications vasculaires de la papille. Les druses de la papille sont moins parlantes en angiographie.

Œdèmes de la papille

En cas d'œdème papillaire, l'angiographie permet d'analyser la circulation papillaire avec recherche de signes d'occlusion des artères ciliaires courtes pouvant orienter le diagnostic vers une neuropathie optique ischémique antérieure aiguë (NOIAA). Ce tableau est souvent unilatéral mais peut se bilatéraliser.

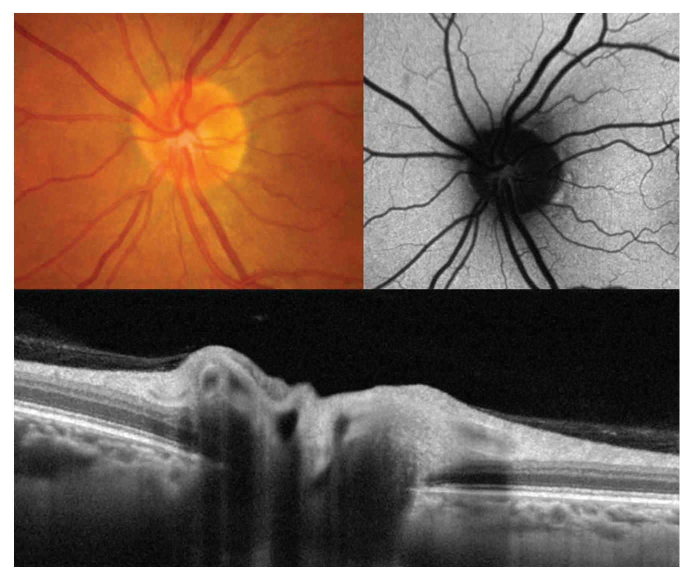


Figure 22.4. Comblement de l'excavation papillaire par des druses non calcifiées : il n'y a pas d'autofluorescence mais l'OCT montre un relief caractéristique. Le bilan angiographique ne sera pas nécessaire.

Les clichés angiographiques montrent, en cas d'œdème, une dilation des vaisseaux de la papille avec parfois des hémorragies en flammèches associées et une importante imprégnation de la papille aux temps tardifs (figure 22.5).
Les œdèmes papillaires bilatéraux peuvent faire soupçonner un œdème de stase, notamment en cas de papille œdémateuse plutôt pâle. L'angiographie montre une dilatation vasculaire moins importante et une imprégnation plus lente. Il existe rarement des hémorragies associées.
Il est à noter un aspect parfois trompeur des petites papilles dont les structures sont assez denses et compactes donnant à l'examen du fond d'œil un aspect un peu flou du rebord papillaire mais sans véritable œdème (figure 22.6).

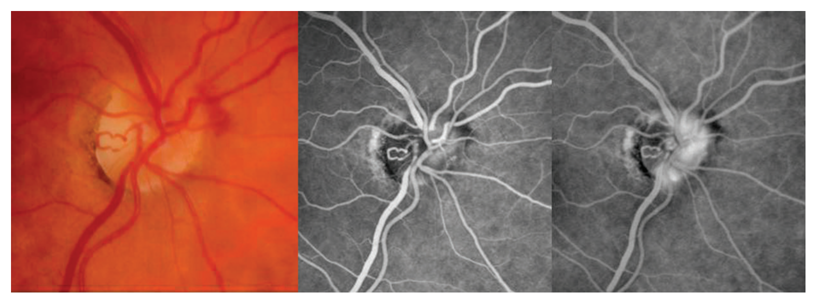


Figure 22.5. Aspect de neuropathie optique antérieure aiguë (NOIAA) donnant un flou du bord papillaire en nasal, sur le cliché couleur, avec une légère hémorragie en nasal supérieur. Les clichés angiographiques montrent une imprégnation du tissu papillaire aux temps tardifs.

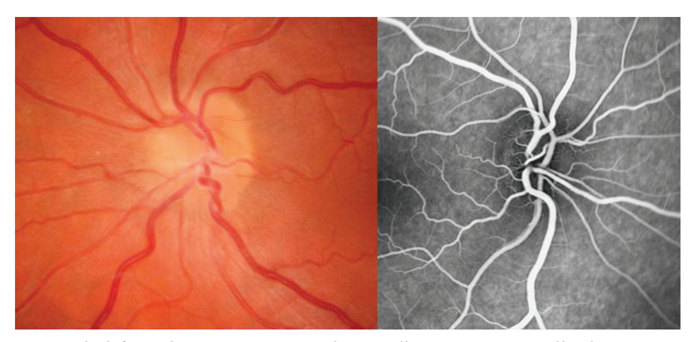


Figure 22.6. Cliché couleur et angiographique d'une petite papille donnant, au fond d'œil, un aspect de léger flou papillaire, mais sans anomalie décelable à l'examen angiographique.

Atteintes papillaires dans le cadre de pathologies circulatoires comme le diabète ou les occlusions veineuses

Les anomalies vasculaires à type de rétinopathie diabétique avec des néovaisseaux prépapillaires se rencontrent dans les rétinopathies prolifèrantes sévères. À ce stade, l'angiographie n'est pas demandée, spécifiquement pour l'analyse papillaire, mais plus largement pour la détection des territoires d'ischémie rétinienne (figure 22.7). Les néovaisseaux prépapillaires seront reconnus par leur prise de coloration rapide avec diffusion à travers leur paroi déficiente (figure 22.8).

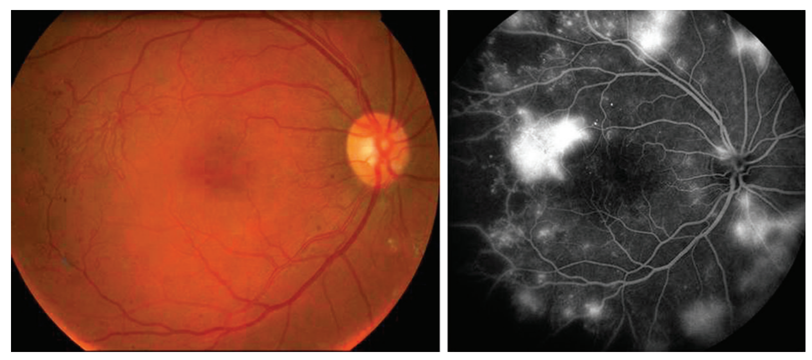


Figure 22.7. Aspect de rétinopathie diabétique proliférante avec néovascularisation en temporal supérieur de la macula associée à des territoires d'ischémie en temporal et en temporal supérieur. Il existe aussi une hyperfluorescence en temporal supérieur et nasal inférieur de la papille pouvant faire suspecter un début de néovascularisation prépapillaire.

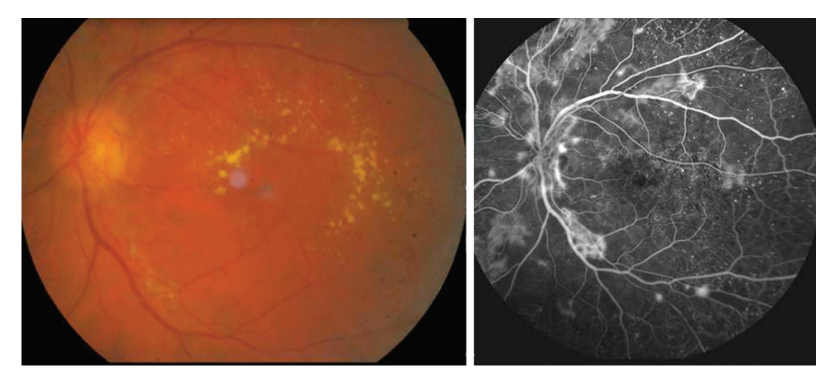


Figure 22.8. Rétinopathie diabétique proliférante modérée avec néovascularisation du bord temporal de la papille et couronne d'exsudats en supéro-maculaire.

En cas d'occlusion veineuse, l'atteinte papillaire est surtout retrouvée dans les tableaux d'occlusion de la veine centrale de la rétine avec présence de très nombreuses hémorragies intéressant tout le fond d'œil et aussi la papille, souvent en association à un œdème papillaire (figure 22.9). Il est parfois possible d'observer le signe du croisement artério-veineux avec une artère de petit calibre comprimant une veine dilatée, en amont du croisement, et de diamètre très réduit en aval (figure 22.10). Dans cette indication, l'angiographie présente surtout l'avantage de

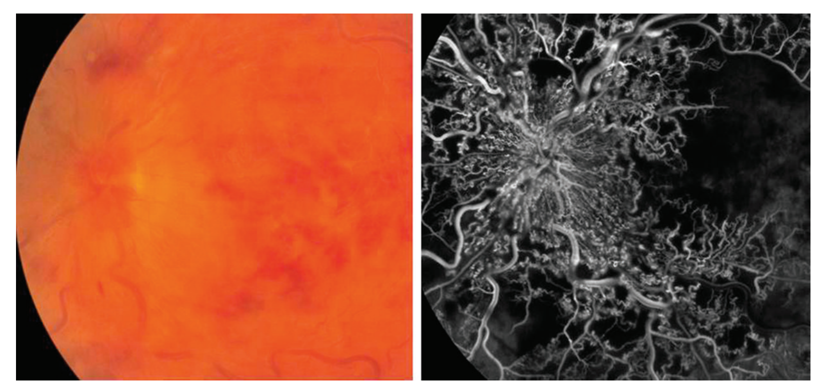


Figure 22.9. Occlusion de la veine centrale de la rétine avec un tableau d'emblée très étendu entraînant de nombreuses hémorragies du fond d'œil avec un œdème papillaire et présence d'une vascularisation anormale de la papille. Il existe aussi des territoires d'ischémie étendue atteignant la région maculaire.

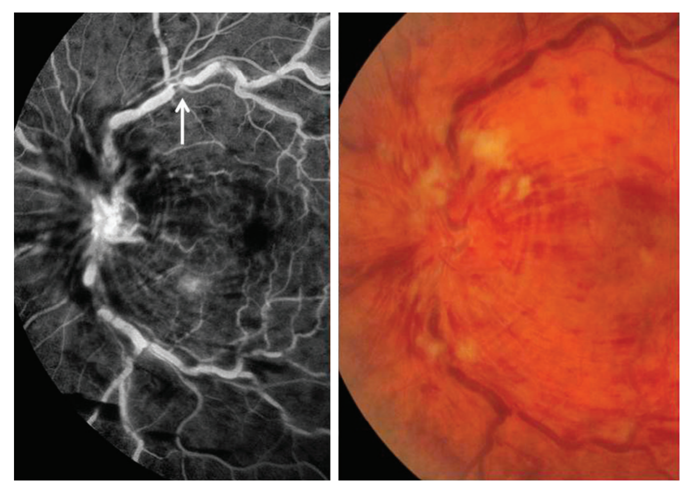


Figure 22.10. Tableau d'occlusion veineuse massive avec nombreuses hémorragies et léger œdème papillaire : il existe un signe du croisement artério-veineux sur les vaisseaux temporaux supérieurs (flèche).

détecter les territoires d'ischémie en vue de guider le traitement par photocoagulation au laser. La réponse, après photocoagulation, se fait vers des néovaisseaux moins actifs et une amélioration de l'œdème (figure 22.11).
L'analyse de l'état maculaire et son suivi évolutif, en cas de rétinopathie diabétique et d'occlusion veineuse, sont de plus en plus effectués par OCT en limitant le recours à l'angiographie pour cette indication spécifique.
À l'opposé, une évolution atrophique de la papille après atteinte neurologique entraîne une pâleur papillaire assez marquée avec une excavation papillaire et une raréfaction de la vascularisation papillaire. Les vaisseaux rétiniens gardent une circulation normale (figure 22.12).

Conclusion

Les indications d'angiographie pour l'analyse spécifique de la papille se réduisent nettement, en grande partie grâce aux informations couplées des clichés couleurs et en autofluorescence associés à l'analyse échographique et OCT de la papille.

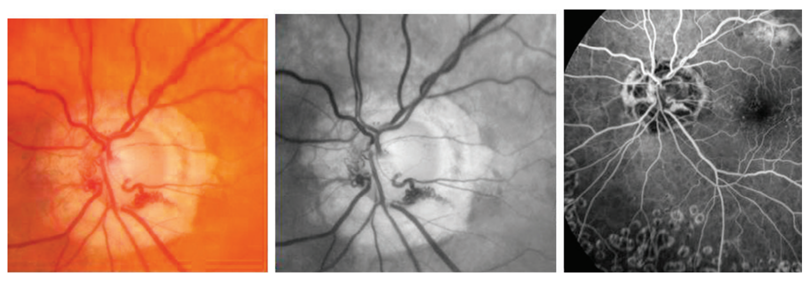


Figure 22.11. Persistance de néovaisseaux papillaires après OVCR traitée par photocoagulation : les néovaisseaux prépapillaires sont encore présents mais sans véritable phénomène de diffusion.

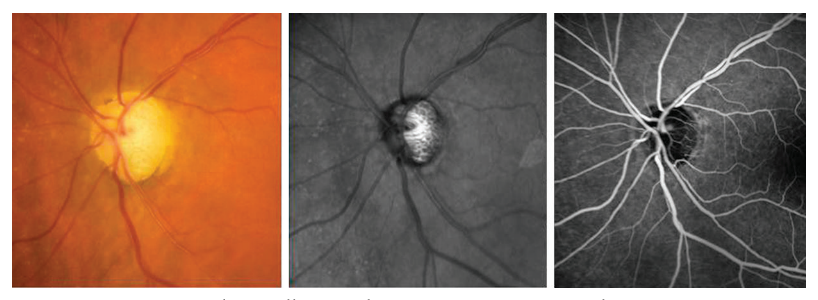


Figure 22.12. Aspect de papille atrophique par atteinte neurologique avec raréfaction de la vascularisation papillaire mais aspect de flux normal au sein des vaisseaux rétiniens.

Il reste cependant des indications importantes en cas de lésions pigmentées suspectes ou d'œdème papillaire dans un tableau évocateur de neuropathie ischémique antérieure aiguë. Le diagnostic différentiel se fera avec les œdèmes de stase, plus volontiers bilatéraux poussant à compléter le bilan ophtalmologique par un bilan neurologique et circulatoire.

CHAPITRE
23

Fibres nerveuses rétiniennes péripapillaires et cellules ganglionnaires maculaires

J.-P. Renard, J.-R. Fénolland

Points forts

- L'analyse de l'épaisseur des fibres nerveuses rétiniennes péripapillaires par OCT s'est imposée comme un standard du dépistage et de la surveillance de la maladie glaucomateuse.
- L'analyse de l'épaisseur des fibres ganglionnaires maculaires (GCC) devient aussi un standard retrouvé sur la plupart des appareils OCT avec une spécificité élevée du retentissement de l'atteinte glaucomateuse.
- La complémentarité des deux analyses optimise les résultats et les courbes de suivi.
- L'arrivée des OCT en « spectral domaine » a imposé cette technique par rapport aux appareils précédents grâce à l'importante diffusion des appareils OCT et à leur très haute résolution.

Limites

- Les mesures entre les différents appareils ne sont pas superposables, entraînant une dépendance au même appareil pour le suivi évolutif d'un patient.

- Plusieurs artefacts de mesure peuvent entacher les mesures de FNR et des GCC imposant de vérifier les coupes OCT à la recherche d'anomalies de la jonction vitréo-rétinienne ou d'anomalies intrarétiniennes qui peuvent perturber soit les mesures d'épaisseur, soit la segmentation des couches.
- Bien que profitant d'une technologie très performante adossée à des bases normatives qui permettent une étude statistique des données, les analyses OCT ne peuvent pas, à elles seules, résumer l'atteinte glaucomateuse : le recours à l'analyse de la fonction par l'étude du champ visuel et l'étude du contexte clinique restent un art médical complexe qui place le clinicien au centre de cette analyse multifactorielle.

Fibres nerveuses rétiniennes péripapillaires

Les techniques d'imagerie des différentes couches tissulaires rétiniennes ont considérablement évoluées ces deux dernières décennies et l'évaluation d'une atteinte de la couche des fibres nerveuses rétiniennes (FNR) est devenue une étape importante dans le diagnostic, et le dépistage de la progression de la neuropathie optique glaucomateuse.

L'imagerie en tomographie par cohérence optique dans le domaine spectral (OCT-SD) par l'analyse quantitative, objective et reproductible de la couche des FNR péripapillaires et du complexe maculaire cellulaire ganglionnaire (GCC) qu'elle permet, est devenue la technique d'imagerie automatisée de référence pour l'évaluation in vivo de ces structures. Avec une plus grande diffusion liée à ses multiples indications et une meilleure reproductibilité, elle a supplanté l'imagerie en microscopie confocale à balayage laser (HRT3) ainsi que la polarimétrie à balayage laser (GD × PRO) moins performantes et avec de nombreux artefacts.

Les OCT-SD actuellement disponibles avec des caractéristiques techniques différentes, précisées dans le tableau 23.1, ne sont pas interchangeables.

Acquisition du relevé des FNR péripapillaires en OCT (encadré 23.1)

Les nouvelles acquisitions volumétriques, le plus souvent cubiques, des OCT-SD, permettent d'obtenir des cartographies plus étendues de l'épaisseur de la couche des FNR péripapillaires. Ils permettent une mise en évidence de déficits plus précoces au-delà du classique scan-B circulaire de 3,4 mm de diamètre autour de la tête du nerf optique (TNO). Les programmes d'acquisitions des différents OCT-SD doivent être bien connus (tableau 23.2).

Tableau 23.1. Caractéristiques techniques des principaux OCT-SD actuellement disponibles.

Dénomination commerciale	Cirrus HD OCT 5000	RT-Vue 100	RT-Vue XR	Spectralis OCT	RS-3000 Advance	3D-OCT 2000	HS-100
Fabricant	Carl Zeiss Meditec	OptoVue	OptoVue	Heidelberg Engineering	Nidek	Topcon	Canon
SLD Longueur d'onde (µm)	840	840	840	870	880	840	855
Vitesse d'acquisition (Scan-A/s.)	68 000	26 000	70 000	40 000	53 000	27 000	70 000
Résolution axiale (µm)	5	5	5	7	7	5	3
Résolution latérale (µm)	15	15	12	14	20	20	20
Moyennage/ *eye-tracking*	oui/oui	oui/oui	oui/oui	oui/oui	oui/oui	oui/non	oui/oui

SLD : diode super-luminescente. Résolution axiale : capacité à distinguer deux points sur un même scan-A. Résolution latérale : capacité à distinguer deux points ou deux éléments le long d'un scan-B.

Encadré 23.1

Étapes d'une bonne acquisition du relevé OCT

Avant l'acquisition

- Informer le patient du but et des modalités de l'examen (bruits, lumière) afin d'obtenir une parfaite coopération.
- Insister sur l'importance de la fixation de la mire lumineuse dédiée (connaître la couleur du repère le plus souvent bleu ou vert) à l'intérieur de l'objectif.
- La dilatation pupillaire n'est, en général, pas nécessaire (excepté en cas de pupille étroite ou de trouble des milieux).
- Une bonne installation du patient est primordiale : elle doit être confortable, les pieds au sol, le contact entre le visage et la têtière est contrôlé avant et pendant l'acquisition afin de limiter les mouvements antéropostérieurs (axe z) car l'étendue de la plage de focalisation des OCT est très courte.
- Enregistrer l'identité du patient sans oublier de renseigner son âge ainsi que son ethnie pour une analyse comparative des résultats avec les données de la base normative de l'appareil.

Pendant l'acquisition

- Un bon alignement orthogonal des plans verticaux et horizontaux est nécessaire afin d'optimiser la réflectance et le rapport signal bruit.
- Une fois le plan focal déterminé, utiliser la fonction « optimisation » qui permet de renforcer le signal.
- Activer les systèmes de poursuite, de suivi du regard et de compensation des mouvements oculaires (« eye-tracker ») afin de limiter les artefacts de mouvements et d'optimiser la reproductibilité des scans.
- Utiliser la fonction logicielle de moyennage d'images afin de renforcer le rapport signal bruit.

En fin d'acquisition

- Vérifier le critère qualitatif de puissance du signal, spécifique à chaque OCT-SD, et respecter les recommandations du constructeur. Un faible signal, lié à une mauvaise acquisition ou à une pathologie associée, révèle un manque de fiabilité du relevé qui ne doit pas être retenu.
- Éliminer une acquisition qui présente des artefacts de micromouvements (mauvais alignement des vaisseaux rétiniens sur les images « en face ») devenus rares avec les systèmes de suivi du regard (« eye tracker »).
- Vérifier la bonne segmentation des scans-B. La segmentation du logiciel pour délimiter les interfaces entre les différentes couches rétiniennes peut être mise en défaut même avec un relevé dont la force du signal est bonne. Dans ce cas, une nouvelle acquisition doit être pratiquée.

Tableau 23.2. Programmes d'acquisitions des principaux OCT-SD.

Nom commercial	Cirrus HD OCT 5000	RT-Vue 100	RTVue XR	Spectralis OCT	RS-3000 Advance	3D-OCT 2000	HS-100
Fabricant	Carl Zeiss Meditec	OptoVue	OptoVue	Heidelberg Engineering	Nidek	Topcon	Canon
Méthode d'acquisition	Cube papillaire de 6×6 mm^2	Scans-B concentriques et radiaires	Scans-B concentriques et radiaires	Cercle péripapillaire de 3,40 mm de diamètre	Cube papillaire de 6×6 mm^2	Cube papillaire de 6×6 mm^2	Cube papillaire de 6×6 mm^2
Protocole d'acquisition	200scansB × 200 scans-A	6 scans-B circulaires concentriques et 12 scans-B radiaires	13 B scans circulaires concentriques et 12 scans-B radiaires	768 ou 1 536 scans-A	128 scansB × 512 scans-A	128 scans-B × 512 scans-A	256 scans-B × 512 scans-A
Analyse	Épaisseur sur l'ensemble du cube Analyse d'un cercle péripapillaire à 3,46 mm	Épaisseur sur l'ensemble du volume Analyse d'un cercle péripapillaire à 3,40 mm	Épaisseur sur l'ensemble du volume Analyse d'un cercle péripapillaire à 3,45 mm	Épaisseur sur le scan-B Analyse d'un cercle péripapillaire à 3,40 mm	Épaisseur sur l'ensemble du cube Analyse d'un cercle péripapillaire à 3,40 mm	Épaisseur sur l'ensemble du cube Analyse d'un cercle péripapillaire à 3,40 mm	Épaisseur sur l'ensemble du cube Analyse d'un cercle péripapillaire à 3,40 mm
Moyennage	non	non	non	oui	non	non	non

Interprétation du relevé

La lecture du relevé s'effectue de haut en bas et de gauche à droite (figures 23.1 à 23.6) :

- vérifier la bonne identité du patient son âge ainsi que la puissance du signal (critère de fiabilité et de qualité du relevé) ;
- évaluer la symétrie des résultats entre les deux yeux. Toute asymétrie importante est suspecte ;
- les cartes d'épaisseurs ont normalement un aspect en sablier ou en aile de papillon, où une asymétrie entre les secteurs supérieur et inférieur, comme une zone déficitaire débutante périphérique sont recherchées et relevées ;
- les cartes de déviations ou des « écarts » peuvent donner des messages d'alertes lorsque les superpixels (clusters de 4 × 4 pixels) ont des valeurs anormales ;
- la courbe TSNIT (Temporal, Supérieur, Nasal, Inférieur, Temporal) est contrôlée sur tout son déroulé à la recherche d'encoche ou d'affaissement plus large (un décalage de la courbe par rapport à la normale mais sans encoche ou aplatissement est fréquent dans les dysversions papillaires) ;
- une attention particulière est portée surtout aux valeurs moyennes et à celles des quadrants supérieur et inférieur, des épaisseurs de la couche des FNR qui sont exprimées avec un code coloré (encadré 23.2) ;
- l'image du scan-B segmenté, souvent à la partie inférieure du relevé, doit être contrôlée à la recherche d'une erreur de segmentation ou d'une baisse de signal localisée malgré une bonne puissance du signal (rapport signal/bruit global).

Diagnostic

Les études cliniques rapportent les bonnes capacités diagnostiques de l'analyse des FNR en OCT-SD dans le glaucome [2–9].

Glaucome prépérimétrique

Les cartographies d'épaisseurs dépistent souvent dans le secteur temporal inférieur les déficits précoces en dehors du cercle de 3,4 mm [10].

Glaucome débutant à modéré

Les valeurs numériques brutes ont un intérêt limité dans les glaucomes débutants en raison de la dispersion des valeurs normales. Les anomalies les plus courantes dans les glaucomes modérés sont retrouvées dans les quadrants inférieur et supérieur qui ont la meilleure sensibilité diagnostique [11] (figures 23.8 et 23.9). Lors de la progression du glaucome, l'analyse des cartes d'épaisseur retrouve plus fréquemment un élargissement des lésions initiales plutôt qu'un approfondissement [12].

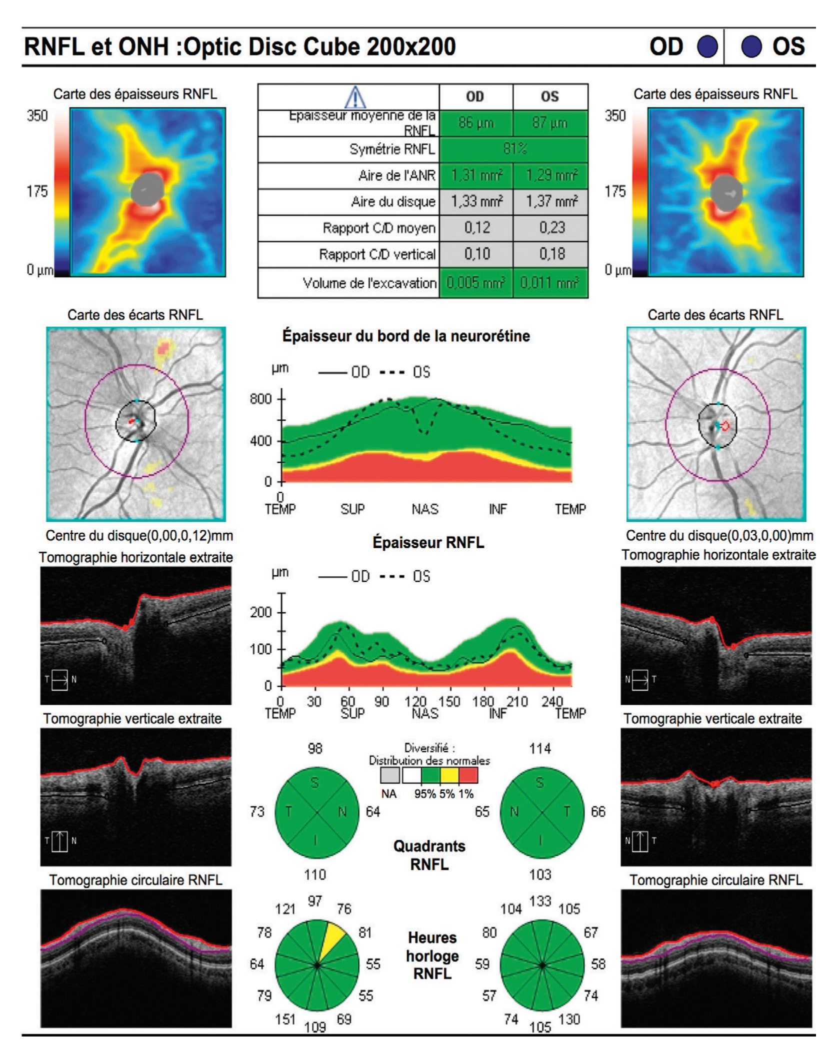


Figure 23.1. Relevé d'acquisition des FNR péripapillaires normal par OCT-SD Cirrus™ HD-OCT (Carl Zeiss Meditec).

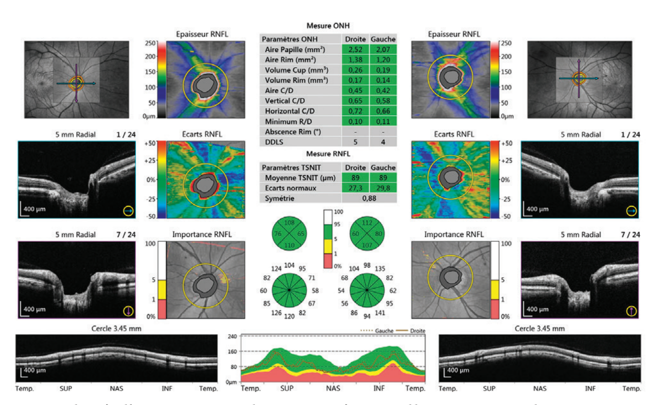


Figure 23.2. Relevé d'acquisition des FNR péripapillaires normal par OCT-SD HS-100™ (Canon).

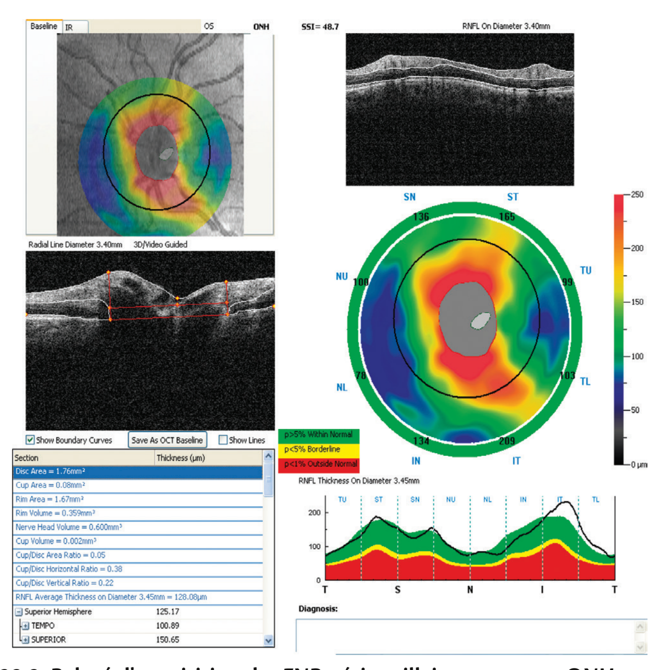
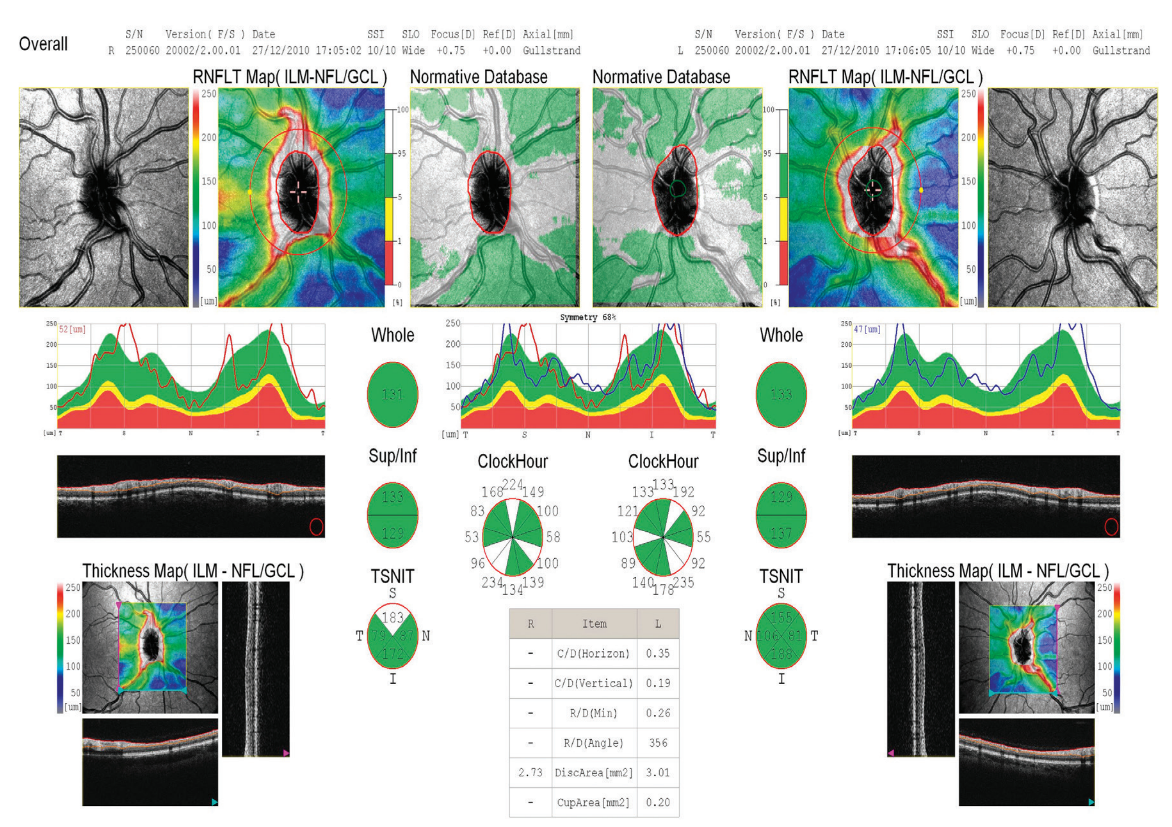


Figure 23.3. Relevé d'acquisition des FNR péripapillaires rapport « ONH map » normal sur un OCT RTVue™ 100 (Optovue).



R	Item	L
-	C/D(Horizon)	0.35
-	C/D(Vertical)	0.19
-	R/D(Min)	0.26
-	R/D(Angle)	356
2.73	DiscArea[mm2]	3.01
-	CupArea[mm2]	0.20

Figure 23.4. Relevé d'acquisition des FNR péripapillaires normal par OCT-SD OCT RS-3000™ (Nidek).

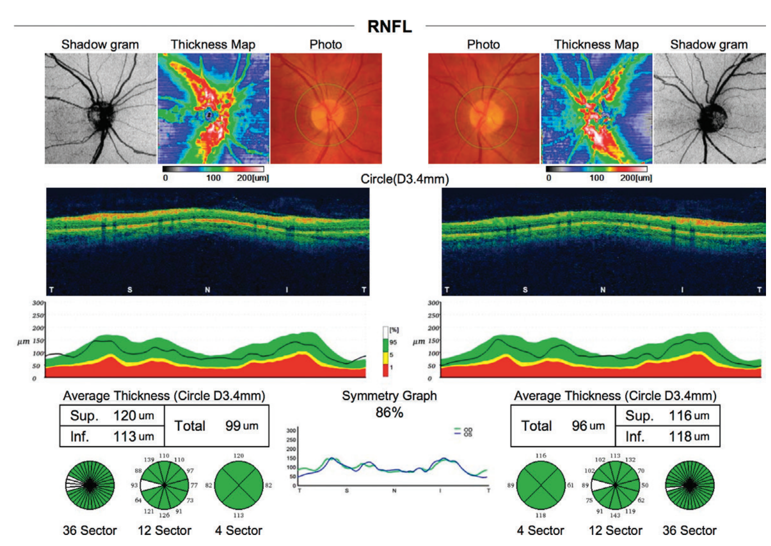


Figure 23.5. Relevé d'acquisition des FNR péripapillaires normal par OCT-SD 3D OCT 2000™ (Topcon).

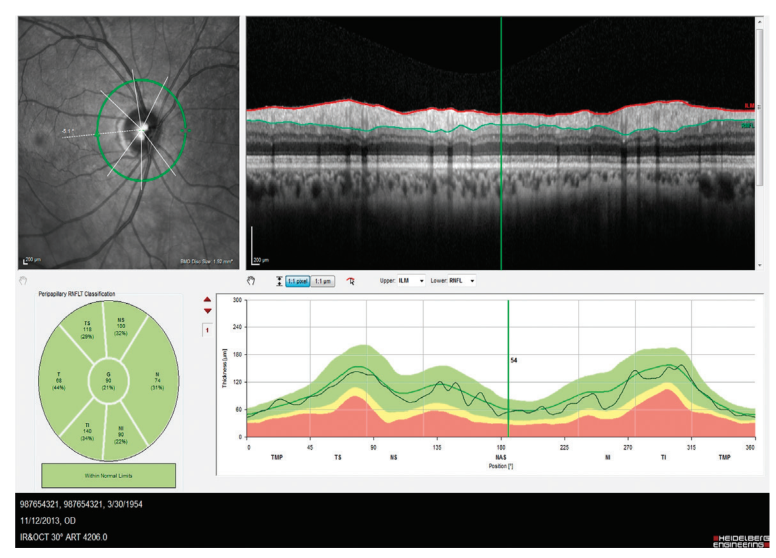


Figure 23.6. Relevé d'acquisition des FNR péripapillaires normal par OCT-SD Spectralis™ (Heidelberg Engineering).

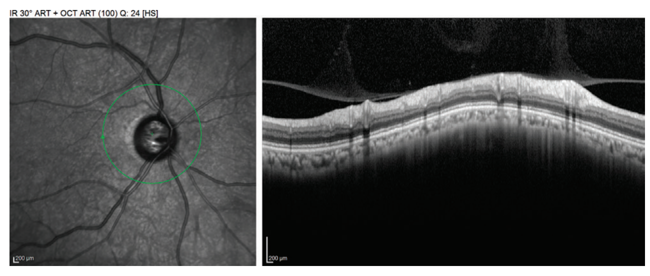


Figure 23.7. Traction vitréo-rétinienne péripapillaire partielle qui peut induire une fausse augmentation de l'épaisseur des fibres nerveuses rétiniennes chez un patient glaucomateux.

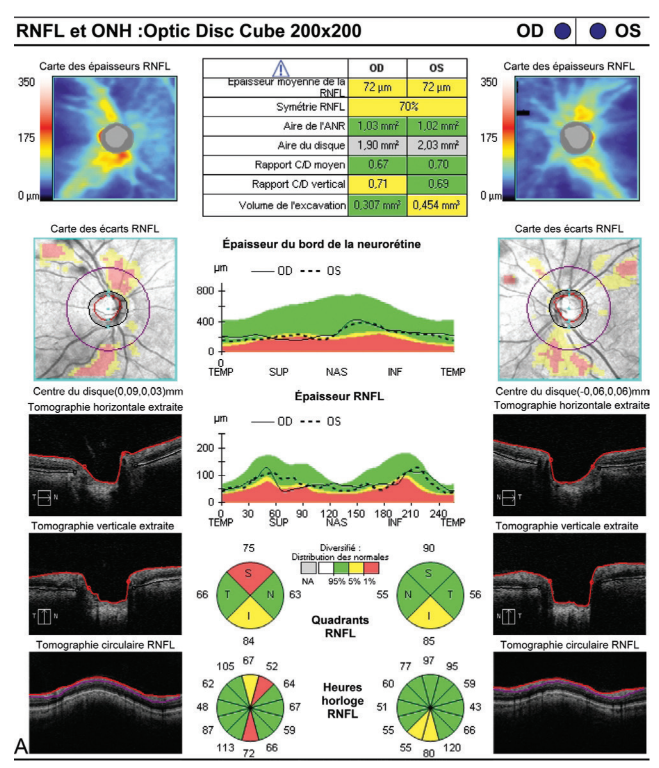
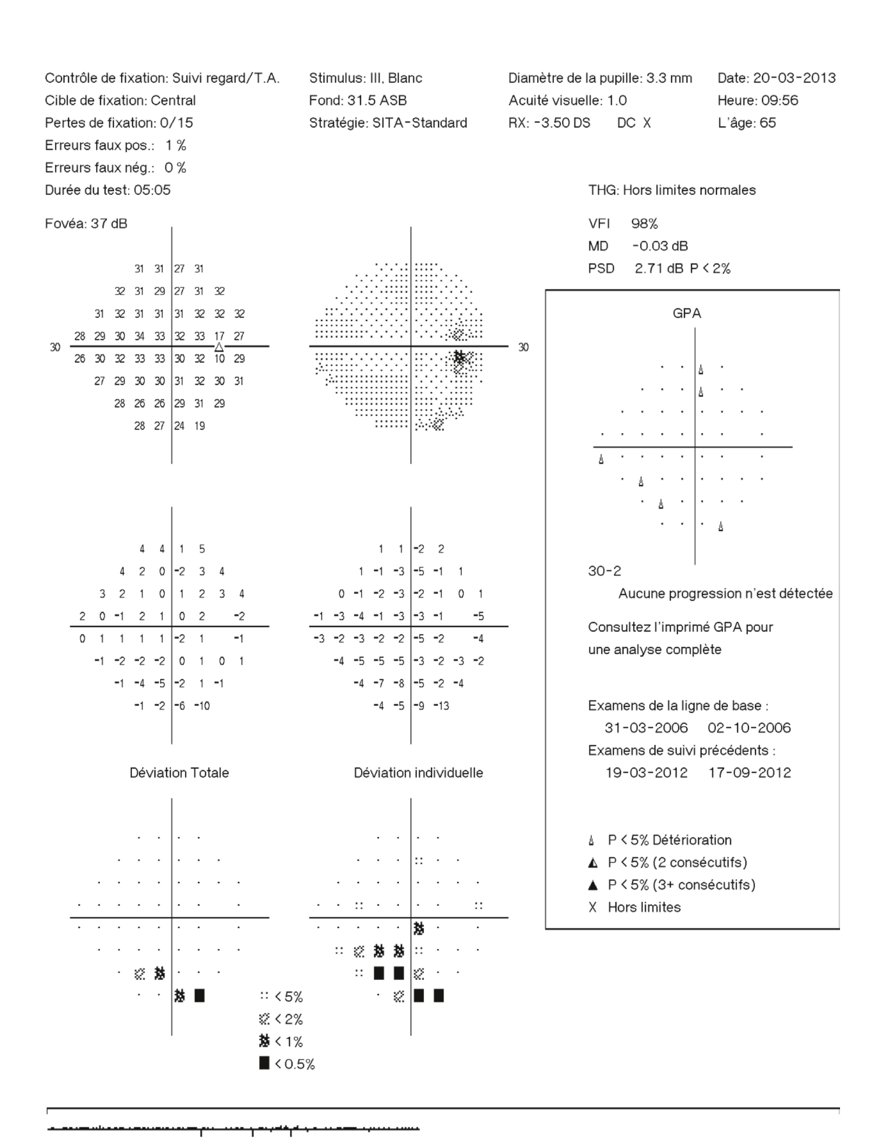
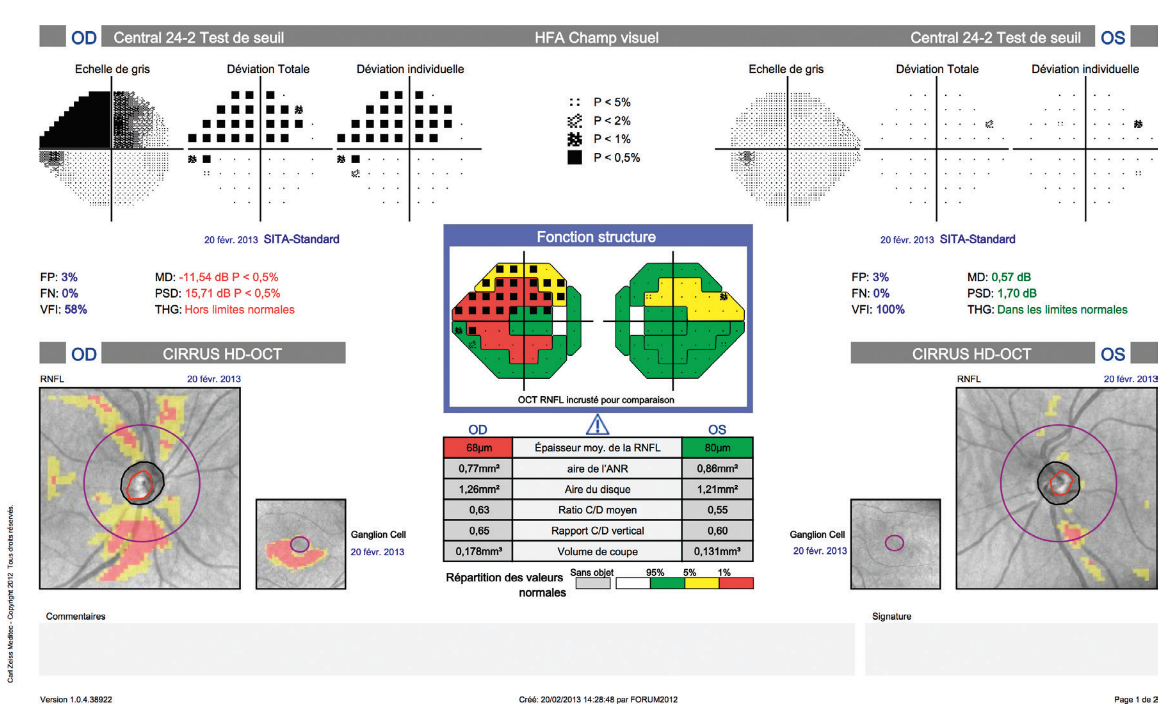


Figure 23.8. Glaucome débutant de l'œil droit, relevé (A) OCT-SD (atteinte des quadrants supérieur et inférieur) et champ visuel 24°-2 (B) correspondant.



B

Figure 23.8. Suite.



OD		OS
68µm	Épaisseur moy. de la RNFL	80µm
0,77mm²	aire de l'ANR	0,86mm²
1,26mm²	Aire du disque	1,21mm²
0,63	Ratio C/D moyen	0,55
0,65	Rapport C/D vertical	0,60
0,178mm³	Volume de coupe	0,131mm³

Figure 23.9. Glaucome modéré de l'œil droit, rapport combiné (relevé OCT champ visuel 24°-2) avec une bonne corrélation entre l'atteinte de la structure et celle de la fonction (Carl Zeiss Meditec).

Glaucome évolué

Dans les glaucomes évolués, les déficits de la couche des FNR sont importants (figures 23.10 et 23.11). L'analyse des FNR en OCT a peu d'intérêt du point de vue diagnostique et un effet plancher lié à une couche résiduelle de tissu glial de soutien limite l'amincissement maximal des FNR aux alentours de 40 μm [13] (figure 23.12). L'évaluation de l'atteinte glaucomateuse est alors plus pertinente par l'examen du CV.

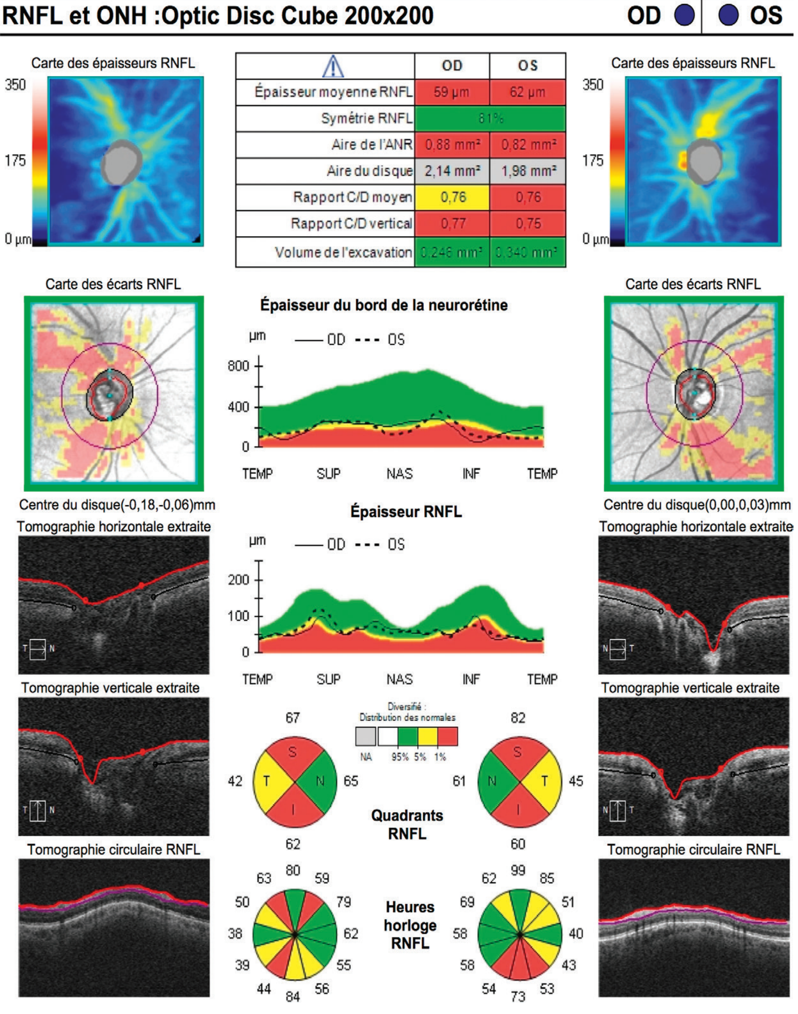
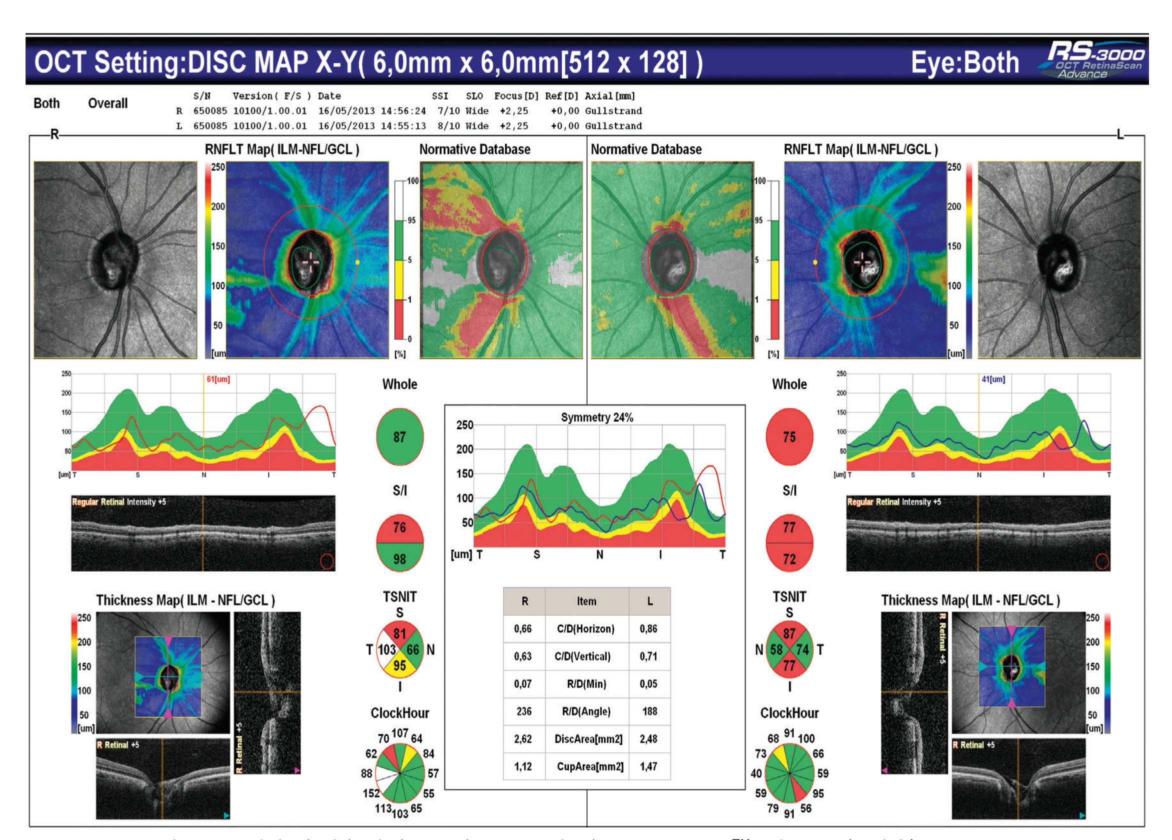
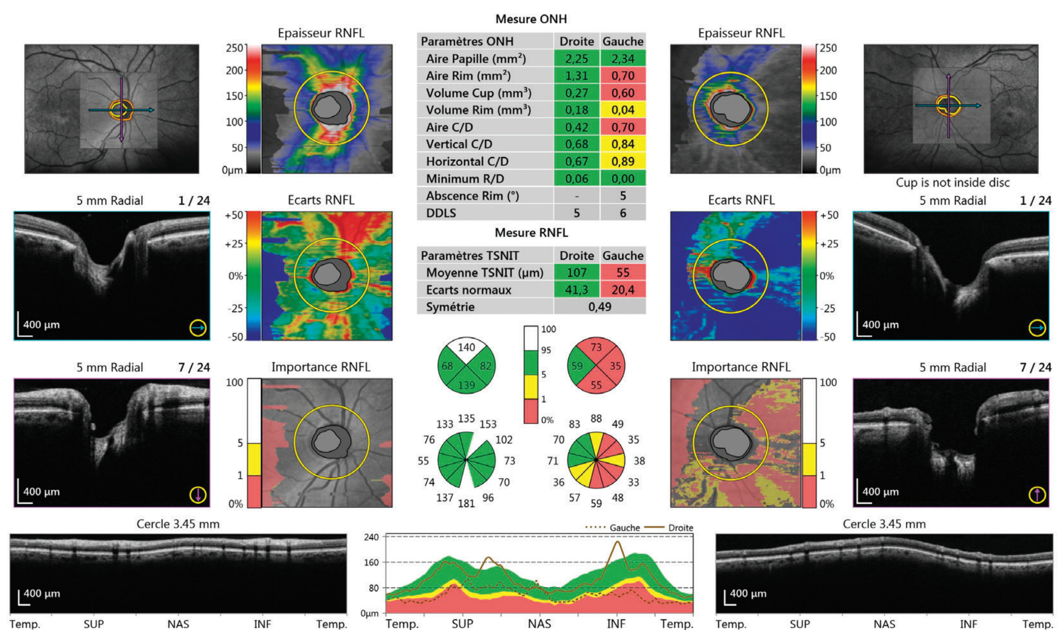


Figure 23.10. Relevé d'un patient présentant un glaucome évolué bilatéral sur un OCT Cirrus™ HD-OCT (Carl Zeiss Meditec). Noter l'étendue des déficits en FNR sur les cartes de déviation en dehors du cercle d'analyse à 3,40 mm.



R	Item	L
0,66	C/D(Horizon)	0,86
0,63	C/D(Vertical)	0,71
0,07	R/D(Min)	0,05
236	R/D(Angle)	188
2,62	DiscArea[mm2]	2,48
1,12	CupArea[mm2]	1,47

Figure 23.11. Glaucome bilatéral évolué asymétrique, relevé OCT RS-3000™ Advance (Nidek).



Mesure ONH

Paramètres ONH	Droite	Gauche
Aire Papille (mm²)	2,25	2,34
Aire Rim (mm²)	1,31	0,70
Volume Cup (mm³)	0,27	0,60
Volume Rim (mm³)	0,18	0,04
Aire C/D	0,42	0,70
Vertical C/D	0,68	0,84
Horizontal C/D	0,67	0,89
Minimum R/D	0,06	0,00
Abscence Rim (°)	-	5
DDLS	5	6

Mesure RNFL

Paramètres TSNIT	Droite	Gauche
Moyenne TSNIT (µm)	107	55
Ecarts normaux	41,3	20,4
Symétrie	0,49	

Figure 23.12. Glaucome unilatéral évolué de l'œil gauche, relevé OCT Canon HS-100™.

Analyse de la progression

- *Intérêt des cartes d'épaisseurs* : rechercher les déficits à 2 mm du centre au-delà du cercle de mesure. Une valeur seuil de progression de la couche des FNR en OCT n'est pas établie à ce jour.
- *L'élargissement du déficit est plus fréquent* qu'un nouveau déficit et il précède souvent son approfondissement.
- Une pente de progression négative isolée de l'épaisseur moyenne de la couche des FNR est insuffisante pour définir la progression d'un GPAO.
- L'interprétation du taux de changement de la couche des FNR doit tenir compte du taux normal de perte de FNR liée à l'âge mieux précisé, en particulier quand la mesure initiale de la couche des FNR est importante [14].
- Les comparaisons des cartes de déviation permettent une analyse d'événements (OCT Cirrus) : lorsque l'amincissement est supérieur à la variabilité de la mesure il est exprimé par un super pixel jaune, si cette différence est confirmée à une 3e visite de suivi le super pixel est alors codé en rouge [15].
- L'analyse de progression nécessite l'acquisition initiale d'au moins deux relevés d'analyse fiables, qui serviront de référence pour l'analyse des relevés au cours du suivi. L'analyse de la progression est possible à partir du 3e relevé de suivi, mais une progression est considérée possible uniquement si elle est confirmée, et probable si un 3e examen fiable la met à nouveau en évidence [16, 17].
- Nécessité impérative de confirmer la détection de tout déficit. La pertinence et la fiabilité de l'analyse de la progression augmentent avec le nombre d'examens de suivi (figures 23.12, 23.13 et 23.14).
- Pas de suivi isolé en OCT-SD car possibilité de faux résultats positifs.
- Confronter systématiquement les résultats obtenus en imagerie pour l'épaisseur de la couche des FNR avec les données de l'examen clinique et des autres techniques d'examens.

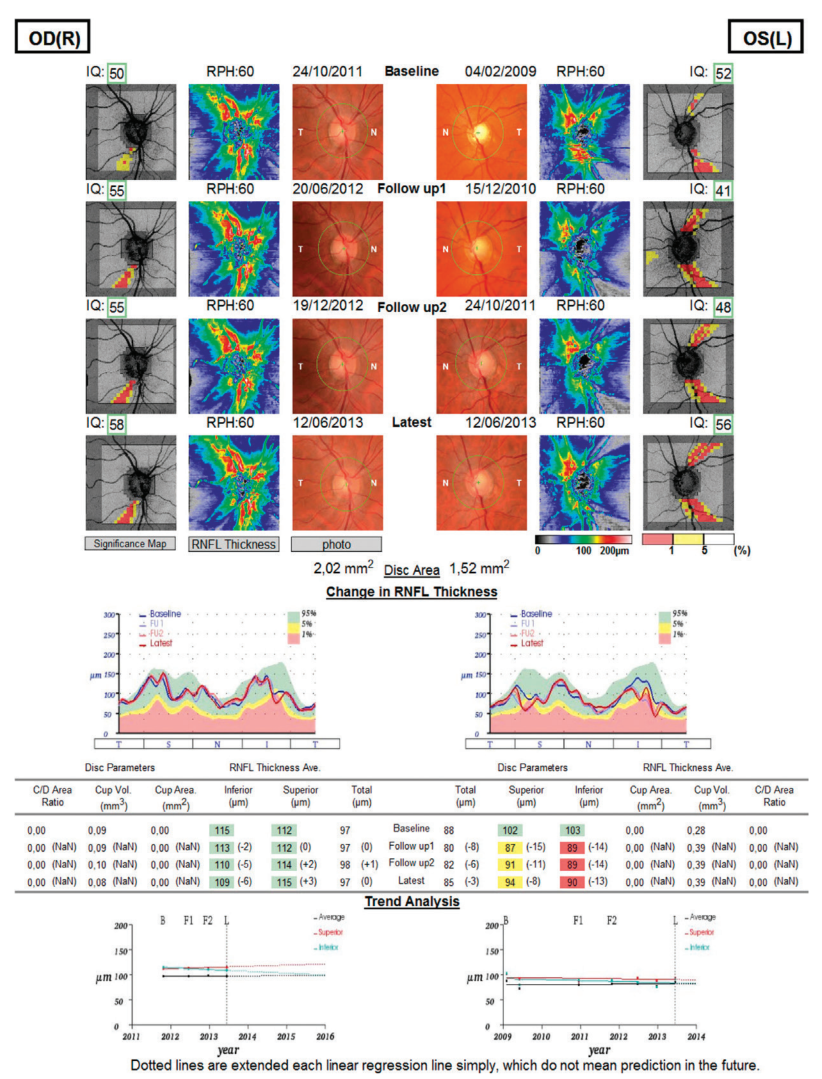


Figure 23.13. Rapport de progression de l'épaisseur de la couche des FNR sur relevé 3D OCT-2000™ (Topcon) (épaisseur moyenne et par quadrant avec analyse de tendance).

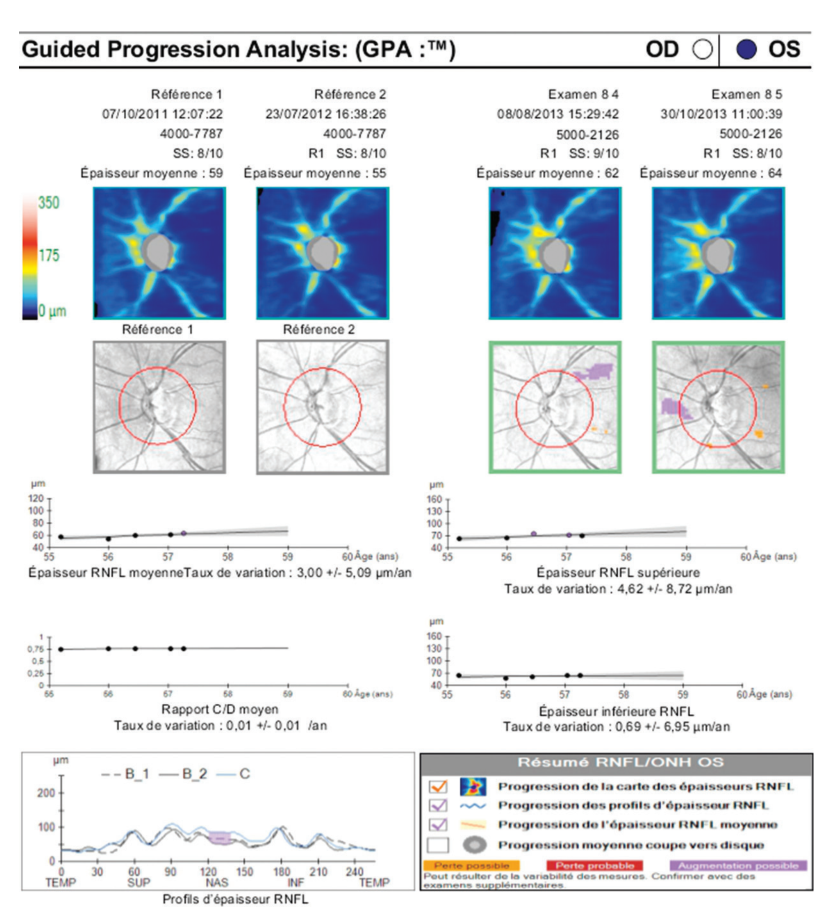


Figure 23.14. Rapport de progression de l'épaisseur de la couche des FNR sur relevé Cirrus™ HD-OCT (Carl Zeiss Meditec) (épaisseur moyenne et par quadrant avec analyse de tendance).

Encadré 23.2

Interpréter le code coloré

Les OCT disposent de bases de données de valeurs « normales » des épaisseurs de la couche des FNR et du GCC en fonction des âges et des différentes ethnies. Les résultats de l'acquisition sont comparés à ces valeurs normales et exprimés avec un code coloré :

- La couleur blanche signifie que les valeurs sont plus épaisses que les limites de l'intervalle de confiance (5 % des sujets présentent les valeurs les plus épaisses). Il s'agit en général de sujets normaux ou atteints d'autres affections (œdème papillaire, attache et traction vitréo-papillaire…) sources d'épaississements de la couche des FNR (figure 23.7) [1].

Encadré 23.2

(Suite)

- La couleur verte signifie une probabilité de valeur normale de 95 %, à considérer comme normale.
- La couleur jaune indique une probabilité de résultat normal inférieur à 5 % (valeur suspecte).
- La couleur rouge $p < 0,01$ correspond à une probabilité de mesure normale inférieure à 1 %, à considérer comme statistiquement anormale.

Il convient donc de garder une attention vigilante dans l'interprétation du relevé OCT notamment pour l'interprétation du code coloré des résultats qui correspond à une analyse statistique par rapport à la base normative de référence de chaque appareil et peut ne pas couvrir l'ensemble des variations interindividuelles des résultats observés au sein de la population normale de même âge et de même sexe. L'analyse du relevé doit toujours être confrontée avec les données de l'examen clinique et du bilan l'atteinte fonctionnelle.

Indications

Aide au diagnostic

- À tous les stades évolutifs de la neuropathie optique glaucomateuse avec une performance particulière aux stades de glaucome prépérimétrique et de glaucome débutant.
- Suivi des hypertonies intra-oculaires.
- Intérêt pour une analyse structurale importante en cas de relevés du champ visuel (CV) peu fiables.
- Utilement complétée par une analyse du GCC dans certaines formes cliniques : papilles « difficiles », dysversion, atrophie péripapillaire, myopie…

Aide à la mise en évidence d'une progression

- L'évaluation de la progression de l'atteinte structurale est aujourd'hui la plus couramment pratiquée en OCT-SD, pour des raisons de meilleure reproductibilité et d'une plus grande diffusion de l'OCT. Elle doit se faire au niveau des trois sites d'analyses possibles en OCT-SD (FNR péripapillaires, TNO et complexe maculaire cellulaire ganglionnaire).
- L'analyse de progression nécessite l'acquisition initiale d'au moins deux relevés d'analyse fiables, qui serviront de référence pour l'analyse des relevés au cours du suivi. L'analyse de la progression est possible à partir du 3e relevé de suivi mais une progression est considérée possible uniquement si elle est confirmée, et probable si un 3e examen fiable la met à nouveau en évidence.
- Elle doit s'intégrer à l'analyse de la progression de l'atteinte fonctionnelle du CV. La progression du GPAO ne peut en effet pas être détectée par une seule méthode, et les approches établies doivent être utilisées de façon complémentaire en pratique clinique. Une décision clinique et/ou thérapeutique ne peut pas être prise sur le seul aspect « anormal » d'une imagerie des FNR en OCT, mais sur un cortège d'arguments cliniques et paracliniques.

Cellules ganglionnaires maculaires

Les atteintes de la couche des cellules rétiniennes ganglionnaires maculaires, mises en évidence depuis de nombreuses années, sont beaucoup mieux objectivées depuis l'avènement et l'utilisation des OCT-SD dont les acquisitions en permettent une imagerie sans précédent.

Le complexe cellulaire ganglionnaire maculaire (GCC) ainsi analysé se définit par l'ensemble représenté, au niveau de la région maculaire, par la couche des cellules ganglionnaires rétiniennes (CG-GCL), celle de la plexiforme interne (CPI-IPL) et celle des FNR (RNF).

L'évolution constante des algorithmes d'acquisition permet une segmentation intrarétinienne de plus en plus fine et performante. Avec une reproductibilité optimisée, les nouveaux logiciels de segmentation de certains OCT-SD, en particulier dans les acquisitions maculaires, apportent maintenant une évaluation séparée des différentes couches internes de la rétine. Une analyse spécifique isolée de la couche des cellules ganglionnaires rétiniennes, site lésionnel structural de la neuropathie optique glaucomateuse est maintenant possible.

Les intérêts anatomiques, physiologiques et techniques de l'analyse du complexe cellulaire ganglionnaire maculaire sont bien reconnus :

- plus de 50 % de l'ensemble des cellules ganglionnaires rétiniennes sont localisées dans la zone maculaire ainsi étudiée ;
- moindre variabilité interindividuelle de la population cellulaire ganglionnaire dans la région paramaculaire chez les sujets normaux, bien démontrée en histologie ;
- plus faible variabilité anatomique (pente maculaire) que les autres structures analysées en OCT (couche des FNR et TNO), avec l'absence de gros vaisseaux source possible d'artefacts d'évaluation de l'épaisseur des couches rétiniennes en OCT. Elle représente un des facteurs de meilleure reproductibilité [18] ;
- l'importance de la couche des cellules ganglionnaires dans l'épaisseur rétinienne maculaire totale souligne l'intérêt de son étude pour un diagnostic plus précoce du glaucome ;
- la fixation centrale du patient permet une acquisition plus facile et de meilleure qualité ;
- le balayage plus dense et plus précis lors de l'acquisition en OCT-SD apporte un plus grand nombre d'informations.

Acquisition du relevé du complexe cellulaire ganglionnaire maculaire en OCT

Tous les appareils OCT-SD, actuellement disponibles sur le marché, proposent un ou plusieurs programmes d'analyse de la région rétinienne maculaire. Dans la majorité des cas, il s'agit d'un « cube maculaire » d'acquisition plus ou moins large de 6 × 6 mm à 12 × 9 mm, avec pour ces derniers l'obtention d'un relevé unique avec l'analyse des FNR, de la TNO et du GCC (tableau 23.3).

Tableau 23.3. Programmes d'acquisitions du complexe cellulaire ganglionnaire maculaire des principaux OCT-SD.

Dénomination commerciale	Cirrus™ HD OCT 5000	RT-Vue™ 100	RT-Vue™ XR	Spectralis™ OCT	RS-3000™ Advance	3D-OCT 2000™	HS-100™
Fabricant	Carl Zeiss Meditec	OptoVue	OptoVue	Heidelbeg Engineering	Nidek	Topcon	Canon
Méthode d'acquisition	Cube maculaire 6 × 6 mm^2 12 × 9 mm^2*	Protocole mm7	Protocole mm7	Acquisition pôle post (30° × 25°)	Cube 9 × 9 mm^2	Cube 7 × 7 mm^2 12 × 9 mm^2	Cube 10 × 10 mm^2
Protocole d'acquisition	200 × 200 ou 128 × 512 scans-A	15 × 800 scans-A verticaux et 1 × 934 scans-A horizontaux	15 × 933 scan-A verticaux et 1 × 933 scans-A horizontaux	61 × 768 scans-A avec alignement dans l'axe TNO/macula	128 × 512 scans-A	128 × 512 scans-A	256 × 512 scans-A
Analyse	Analyse sur une zone elliptique centrale de 14,13 mm^2	Épaisseur sur l'ensemble du volume	Épaisseur sur l'ensemble du volume	Ensemble du cube	Ensemble du cube	Ensemble du cube	Ensemble du cube
Type de segmentation	CG + PI = GCIPL sans la couche des FNR	GCC	GCC	Épaisseur rétinienne totale + FNR* CG* PI*	GCC	GCC + FNR GCIPL	GCC
Analyses et indices complémentaires	GCIPL minimum	FLV et GLV	FLV et GLV	Analyses d'asymétries sup/inf OG/OD			

(*arrivée en 2014) GCC = complexe cellulaire ganglionnaire maculaire ; CG = couche des cellules ganglionnaires ; PI = couche plexiforme interne ; FNR = couche des FNR.

Interprétation du relevé

L'analyse du relevé débute par une vérification de la bonne identité du patient, de son âge ainsi que du score ou puissance du signal qui témoigne de la qualité de l'acquisition. On s'attachera au respect rigoureux des valeurs minimales de qualité du signal propre à chaque appareil. Comme pour l'analyse du relevé de l'analyse des FNR péripapillaires, l'interprétation se fait sur les cartes colorimétriques, les cartes d'épaisseurs, et les cartes de déviations par rapport à une base de données normatives selon l'âge et l'ethnie, propre à chaque appareil (figures 23.16 à 23.22).

- La *carte des épaisseurs du complexe* représente la disposition topographique du GCC ou de ses différentes couches séparées (cellules ganglionnaires rétiniennes, plexiforme interne, FNR) selon un code coloré. La répartition régulière ou non dans les différents secteurs doit être étudiée à la recherche d'une zone déficitaire débutante ou évoluée. Un aspect totalement asymétrique, en coin, ou une déformation anormale (sablier, expansion latérale…) doit faire rechercher un artefact (erreur de segmentation de l'algorithme de l'OCT, pathologie maculaire sous-jacente, trouble des milieux oculaires…) (figure 23.15).
- La *carte des déviations* est une représentation de l'analyse statistique comparative des résultats avec les valeurs de la base normative de chaque OCT. La représentation colorée souligne l'importance statistique de l'écart des valeurs (couleur jaune pour une anomalie à $p < 5$ % ou rouge si $p < 1$ %). *Une atteinte débutante dans le secteur temporal inférieur fréquemment le premier concerné par un amincissement dans les glaucomes débutants doit être systématiquement recherchée.*
- La *présentation sectorielle de la région maculaire avec les valeurs numériques de l'épaisseur* dans chacun des secteurs est complétée par un tableau des mesures des différents paramètres : épaisseur moyenne, épaisseurs des hémizones maculaires supérieure et inférieure plus ou moins segmentées selon les appareils.
- Des indices supplémentaires sont rapportés par certains OCT- SD : GCIPL minimum du Cirrus HD-OCT, GLV et FLV du RTVue (figures 23.16 et 23.17). Ils ont bien démontré leur sensibilité diagnostique équivalente voire supérieure à celle de l'analyse de la couche des FNR péripapillaires, ainsi que l'intérêt de leur suivi à tous les stades du glaucome, en particulier aux stades évolués de la neuropathie notamment pour les indices FLV et GLV [19].
- Une analyse complémentaire d'asymétrie des résultats droite/gauche et supérieure/inférieure est exprimée avec le nouveau programme d'analyse du Spectralis OCT pour chacune des couches rétiniennes maculaires séparées, par rapport à l'axe fovéa centre du disque optique (figures 23.21 et 23.22). Elle semble présenter un intérêt complémentaire pour le diagnostic précoce d'une atteinte débutante.
- Le *scan-B disponible sur le relevé de certains OCT-SD doit impérativement être analysé* pour vérifier la bonne qualité de la segmentation des couches cellulaires ganglionnaires par l'algorithme et s'assurer que le profil maculaire est normal (figure 23.15).

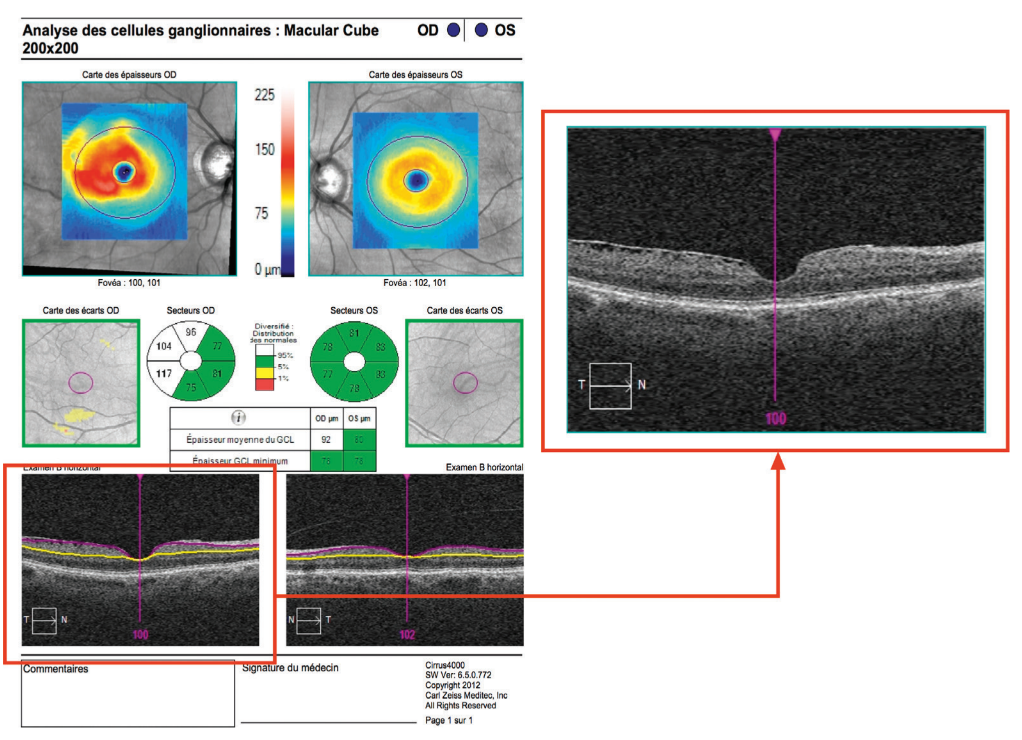


Figure 23.15. Erreur de segmentation du GCA en rapport avec une membrane épirétinienne. Cet aspect doit faire contrôler sur un scan-B non segmenté l'aspect maculaire.

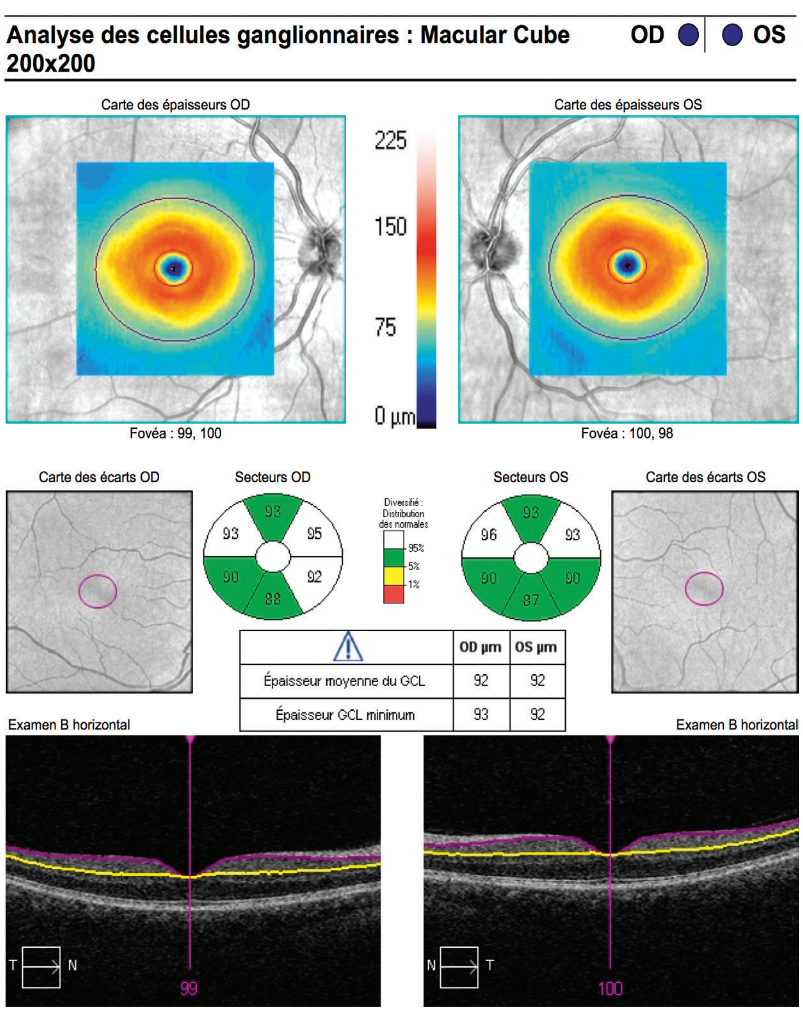


Figure 23.16. Relevé normal d'analyse des couches cellulaires ganglionnaires et plexiforme interne (GCIPL) OCT Cirrus™ HD-OCT (Carl Zeiss Meditec).

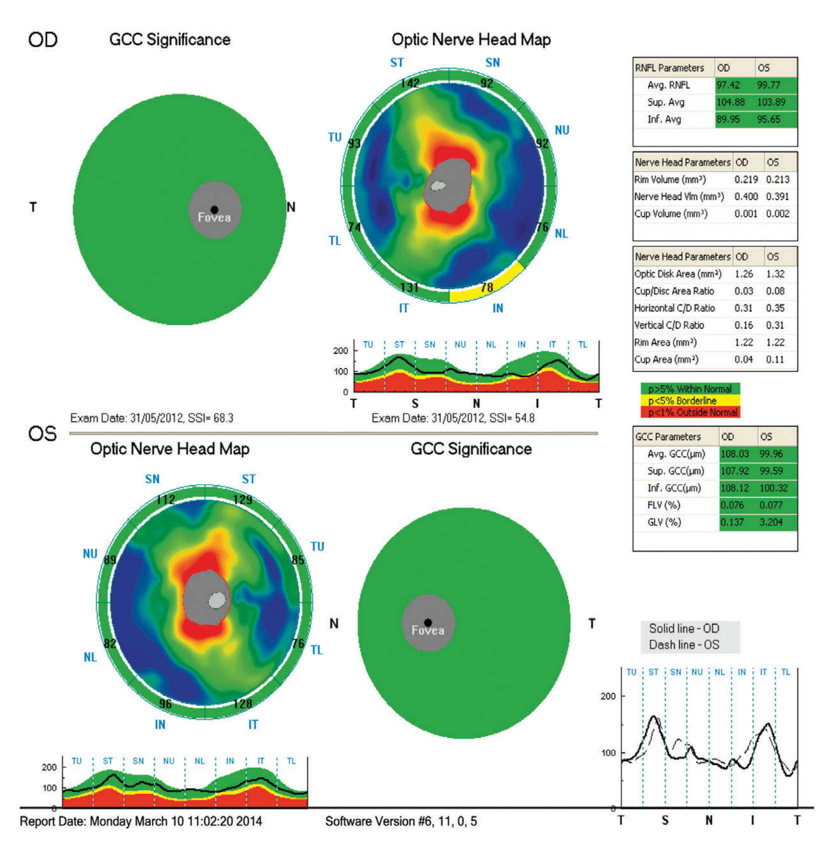


Figure 23.17. Relevé combiné papillaire et GCC maculaire normal avec les indices FLV et GLV du relevé maculaire OCT RTVue 100™ (Optovue™).

■ L'analyse des *résultats en fonction du code coloré* doit respecter les mêmes règles que l'analyse de la couche des FNR péripapillaires. Une donnée exprimée avec un code coloré rouge (théoriquement observé chez moins de 1 % de la population normale) doit attirer l'attention, mais ne doit pas classer le résultat en tant que valeur anormale de façon systématique.

Enfin, il semblerait qu'il existe comme pour l'analyse des FNR péripapillaires un effet dit « plancher » correspondant à un seuil à partir duquel l'expression des résultats se fait selon un code maximal d'anomalie au-delà duquel l'évaluation de la progression ne puisse pas être exprimée par l'intermédiaire de ce type de résultat. Cependant, des études récentes rapportent la persistance de cellules ganglionnaires résiduelles en OCT-SD chez les patient atteints de glaucome avancé [20].

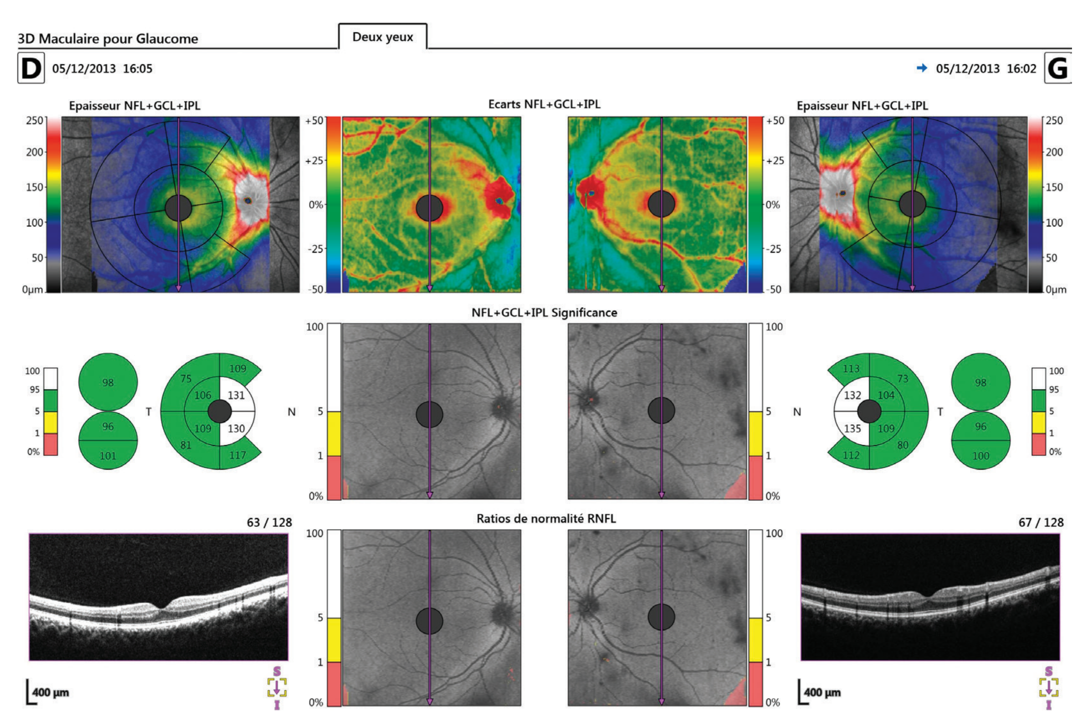


Figure 23.18. Relevé GCC maculaire normal en OCT-SD HS-100™ (Canon).

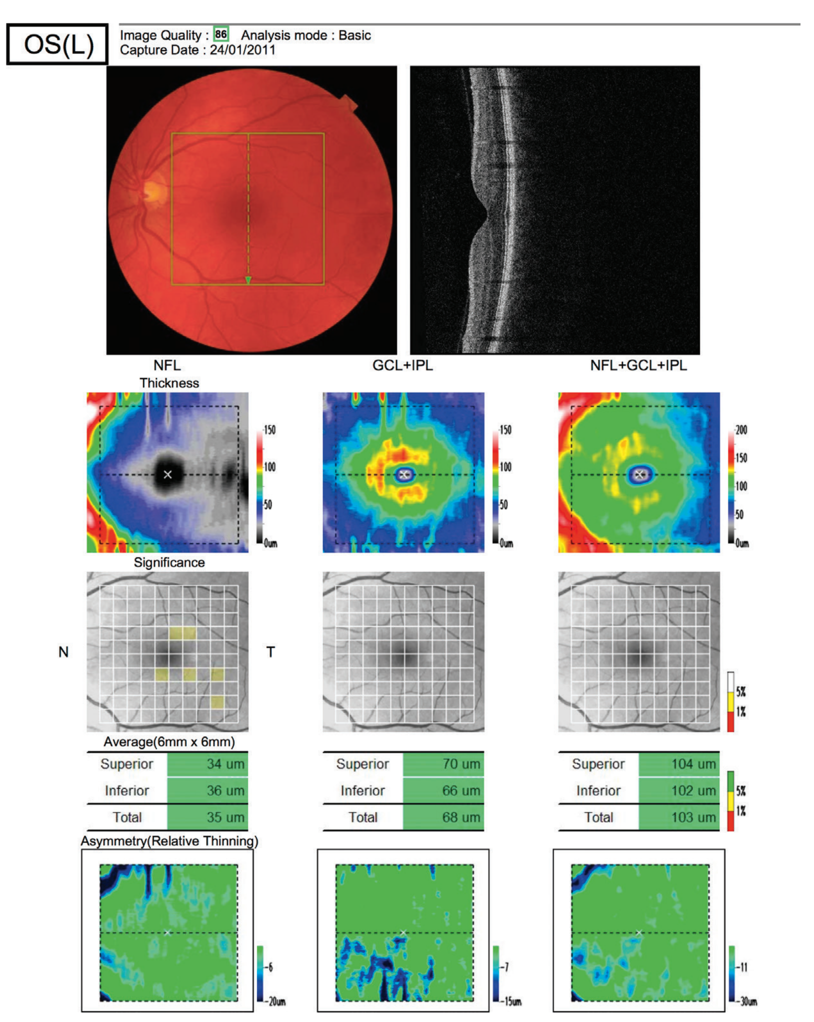


Figure 23.19. Relevé GCC et GCIPL maculaire normal en 3D OCT 2000™ (Topcon).

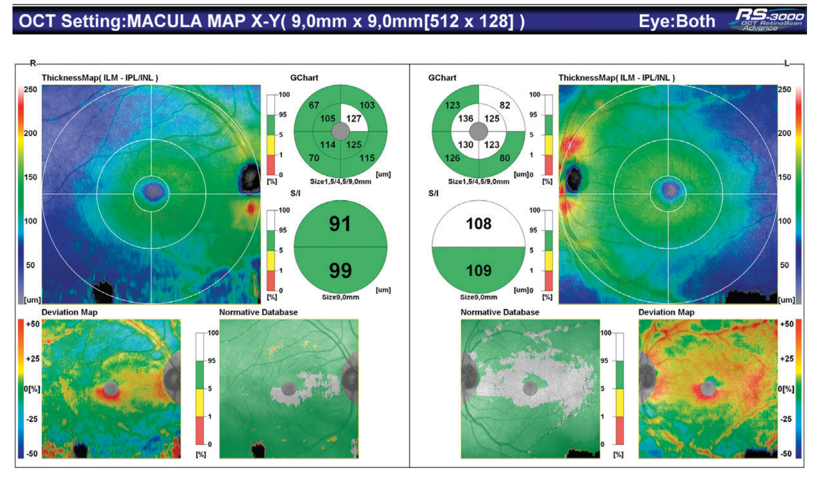


Figure 23.20. Relevé GCC maculaire normal en OCT–SD RS-3000™ Advance (Nidek).

Indications

Diagnostic

La sensibilité diagnostique des différents paramètres du relevé du GCC maculaire comparée à celle de la couche des FNR et à celle de l'épaisseur maculaire totale en OCT-SD a bien été démontrée [21–23].

Glaucome prépérimétrique

Les paramètres les plus importants à surveiller pour dépister les atteintes précoces regroupent : le *secteur temporal inférieur* quand il peut être évalué (Cirrus HD-OCT), le *secteur maculaire inférieur* ainsi que les *indices complémentaires rapportés par certains OCT-SD (GCIPL minimum du Cirrus HD-OCT ; indices FLV et GLV des OCT RTVue)* (figure 23.23). Si la sensibilité diagnostique de ces indices complémentaires semble supérieure à celle de l'analyse de l'épaisseur de la couche des FNR péripapillaires, elle reste cependant sans différence statistiquement significative [24, 25]. Cette localisation préférentielle de l'atteinte maculaire inférieure dans les formes débutantes correspond à la fréquence de l'atteinte précoce de l'hémichamp visuel supérieur aux stades précoces de l'atteinte fonctionnelle de la neuropathie optique glaucomateuse [26–29]. La projection au niveau du disque optique des déficits correspondants à cette zone maculaire inférieure se fait au niveau du secteur péripapillaire temporal inférieur particulièrement vulnérable aux lésions glaucomateuses précoces [19, 30].

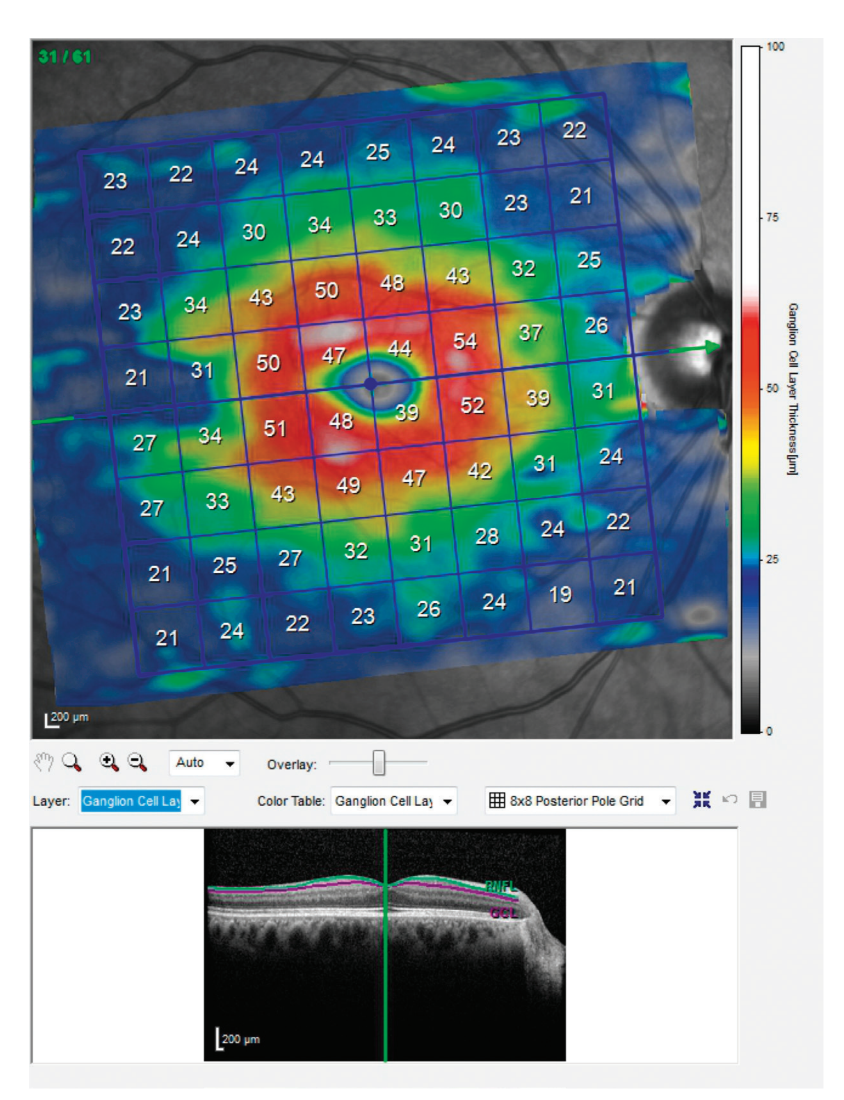


Figure 23.21. Relevé de l'épaisseur spécifique de la couche des cellules ganglionnaires maculaires. Nouveau logiciel en OCT-SD Spectralis™ (Heidelberg Engineering).

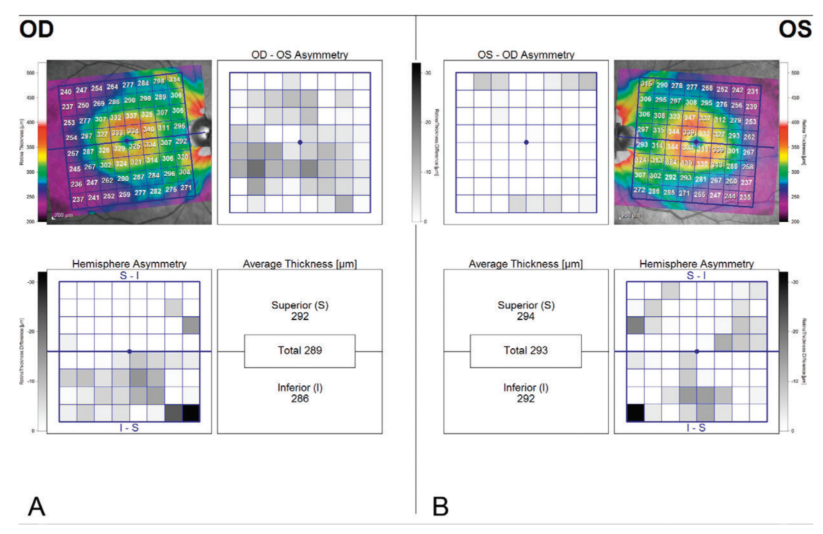


Figure 23.22. Analyse d'asymétrie des épaisseurs supérieure/inférieure et droite/gauche en OCT-SD Spectralis™ (Heidelberg Engineering).

Glaucome débutant et modéré

Les paramètres maculaires ont un haut pouvoir discriminant et une haute reproductibilité comparable à celle de l'analyse de la couche des FNR (figures 23.23 et 23.24). *La valeur diagnostique de ces paramètres paramaculaires pour le glaucome précoce est comparable à celle de la mesure des FNR péripapillaires avec une sensibilité particulière des indices complémentaires rapportée* (GCIPL minimum) [24, 31–33].

Enfin, ces paramètres maculaires sont particulièrement intéressants dans le diagnostic des glaucomes débutants avec des atteintes initiales du champ visuel central et paracentral [34, 35].

Glaucome évolué

Les acquisitions maculaires ont un intérêt limité pour le diagnostic des glaucomes évolués (figure 23.25). L'analyse de la couche des FNR reste, en effet, le meilleur paramètre en particulier dans le secteur inférieur pour le diagnostic du glaucome sévère quoique, là encore, sans différence statistiquement significative.

En pratique, les capacités diagnostiques des paramètres GCIPL sont particulièrement intéressantes dans les atteintes paracentrales initiales débutantes qu'il faut savoir rechercher et celles des FNR péripapillaires dans les atteintes du CV périphérique.

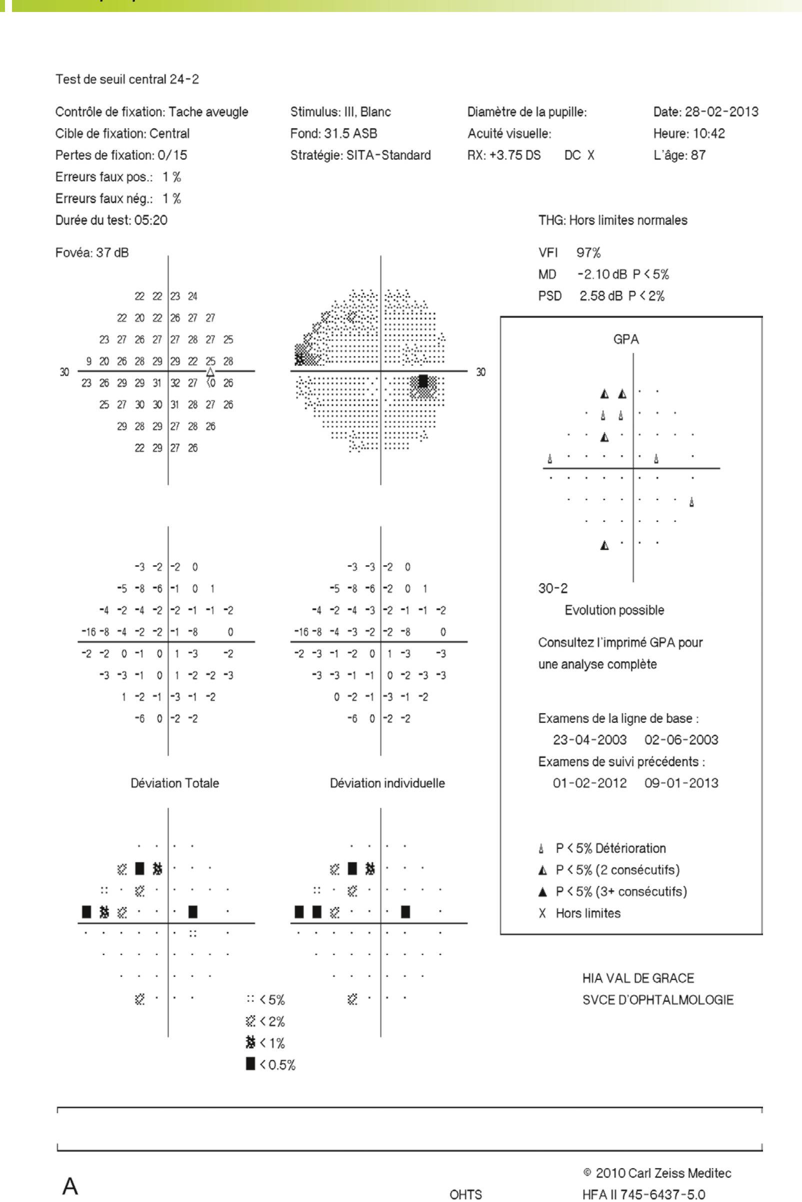


Figure 23.23. Glaucome débutant.

A. Glaucome débutant relevé du champ visuel 24°-2.

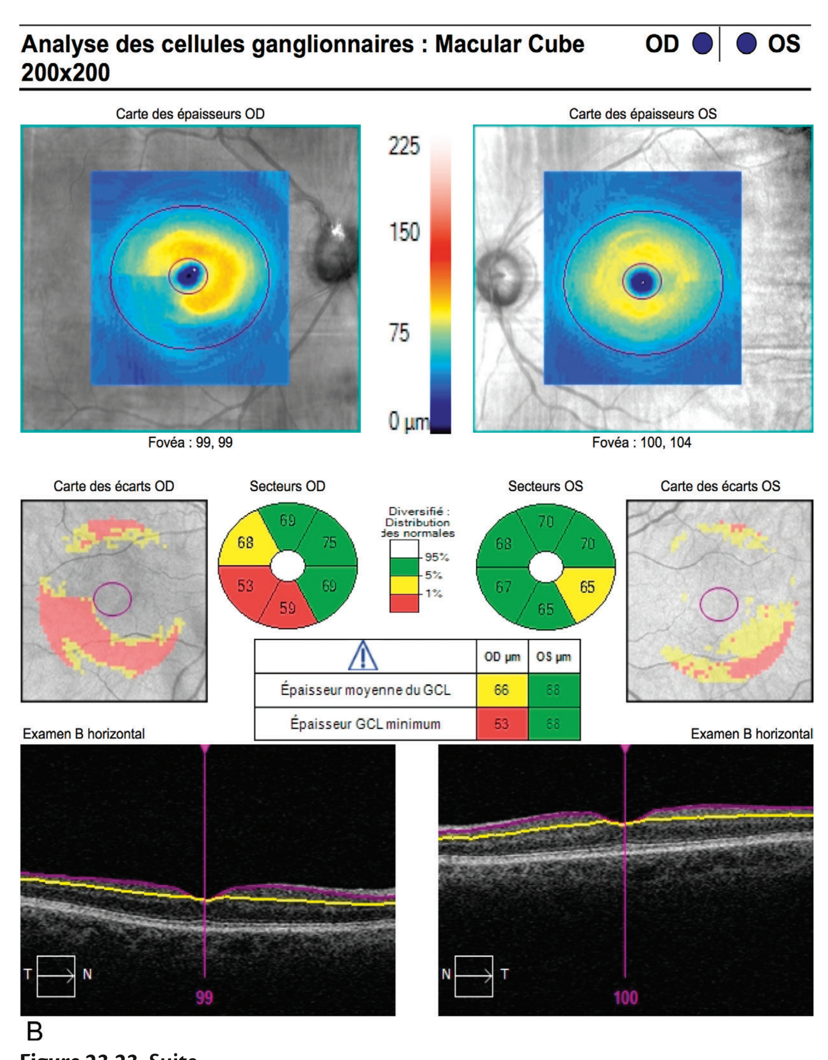


Figure 23.23. Suite.

B. Relevé maculaire confirmant l'atteinte ganglionnaire à droite et dépistant une atteinte précoce débutante dans la zone maculaire temporale inférieure de l'œil gauche.

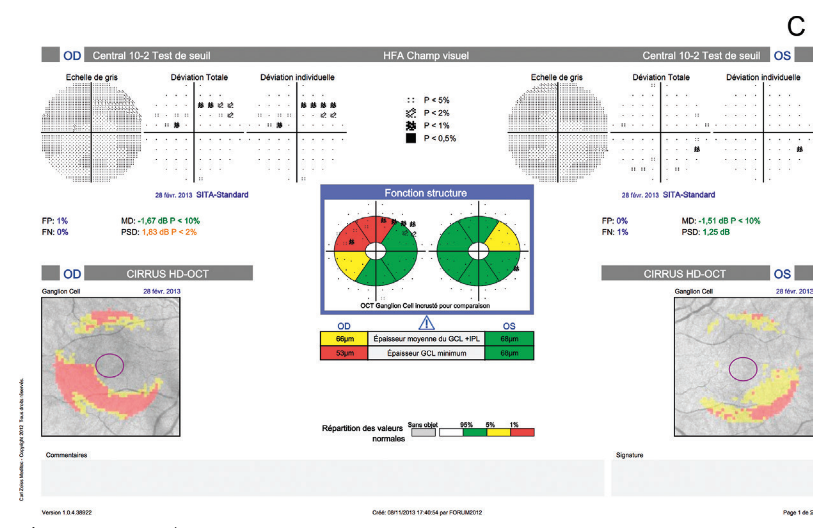


Figure 23.23. Suite.
C. Rapport combiné relevés OCT maculaire/champ visuel 10°-2 (Carl Zeiss Medictec).

Analyse de la progression

L'importante densité maculaire des cellules ganglionnaires rétiniennes souligne l'intérêt et l'importance de l'analyse du complexe GCC dans l'évaluation de la progression de l'atteinte (figure 23.26). La sensibilité de l'analyse du GCC pour la détection de la progression reste similaire à l'évaluation de la progression de la couche des FNR péripapillaires dans le cas de glaucome débutant ou modéré [36]. *La plus grande sensibilité des indices complémentaires de certains OCT-SD pour une détection plus précoce de la progression par rapport à l'analyse de l'ensemble du complexe GCC a également été rapportée.*

Si la détection d'une progression peut être plus précoce avec les paramètres GLV et FLV qu'avec les autres paramètres (TNO, couche des FNR et GCC moyen), une évaluation clinique soigneuse de la macula est nécessaire, lors de chaque examen, avant de considérer les variations de ces paramètres comme un signe de progression du glaucome [18, 37].

Il semblerait également que les acquisitions maculaires permettent une meilleure détection de la progression de l'épaisseur moyenne du complexe maculaire GCC par rapport au mRNFL dans les glaucomes avancés [38] (figure 23.27).

Tout comme pour les analyses de progression des FNR, il faut tenir compte de l'amincissement physiologique ainsi que de l'éventuelle majoration d'une cataracte, qui pourraient faire passer un glaucome stable pour une forme qui progresse [14]. La détection de la progression en imagerie reste toujours un des

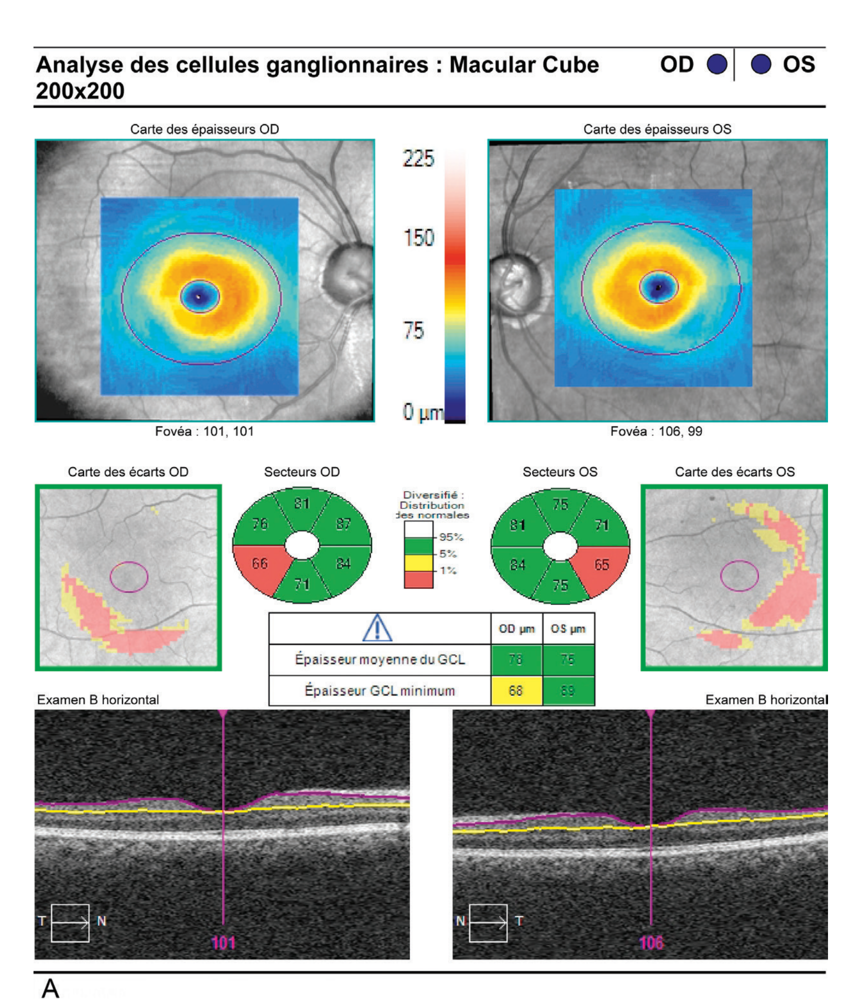


Figure 23.24. Glaucome modéré.
A. Relevé GCIPL en Cirrus™ HD-OCT.

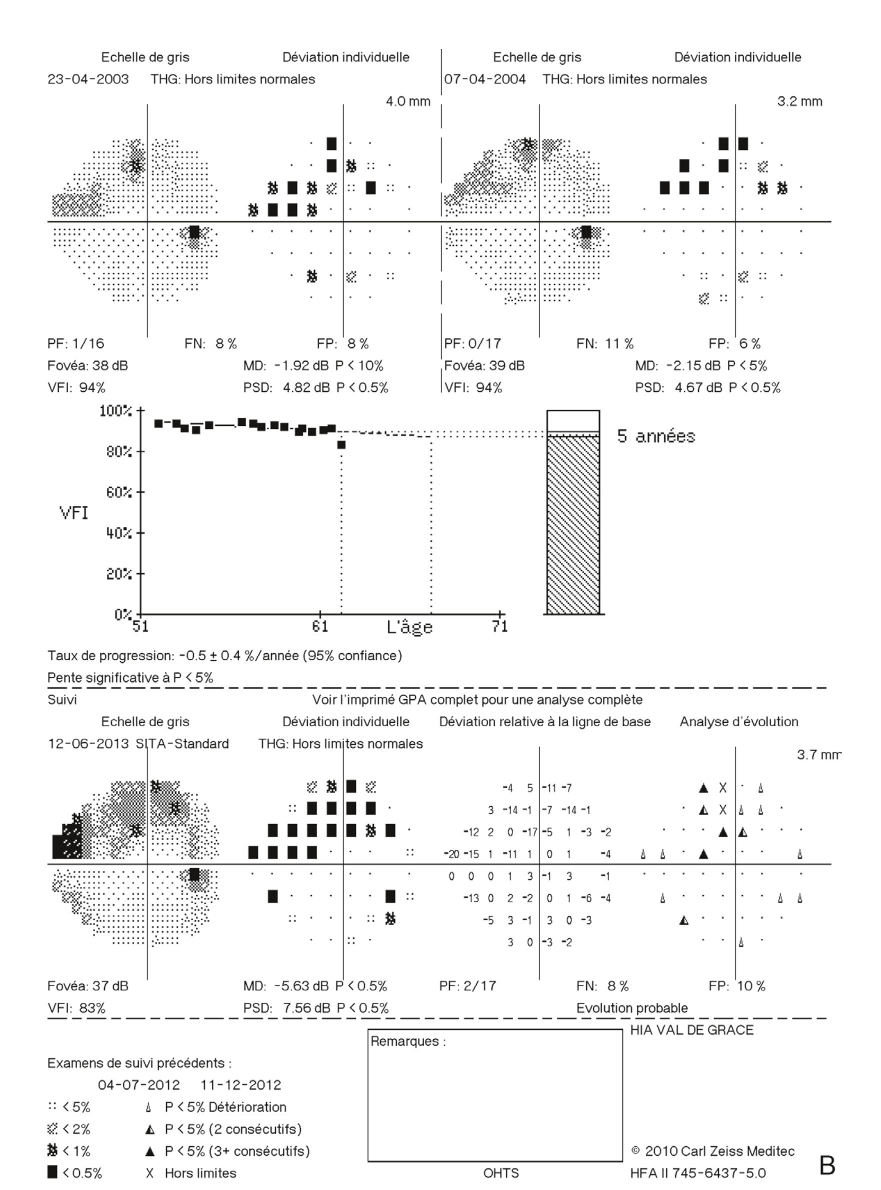


Figure 23.24. Suite.
B. CV 24°-2 correspondant.

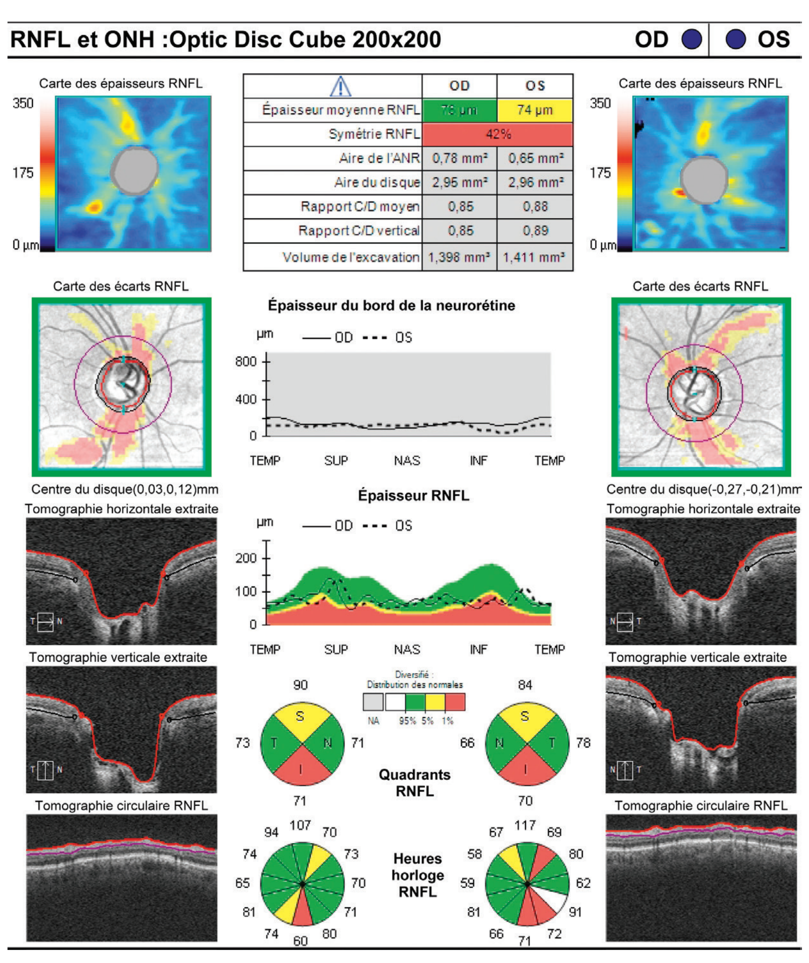


Figure 23.24. Suite. C. Relevé de l'analyse des FNR péripapillaires du même patient qui montre une atteinte sévère des FNR et confirme l'intérêt du relevé GCC (figure 23.24A) plus intéressant pour le suivi de l'évolution (OCT Cirrus™ HD, Carl Zeiss Meditec).

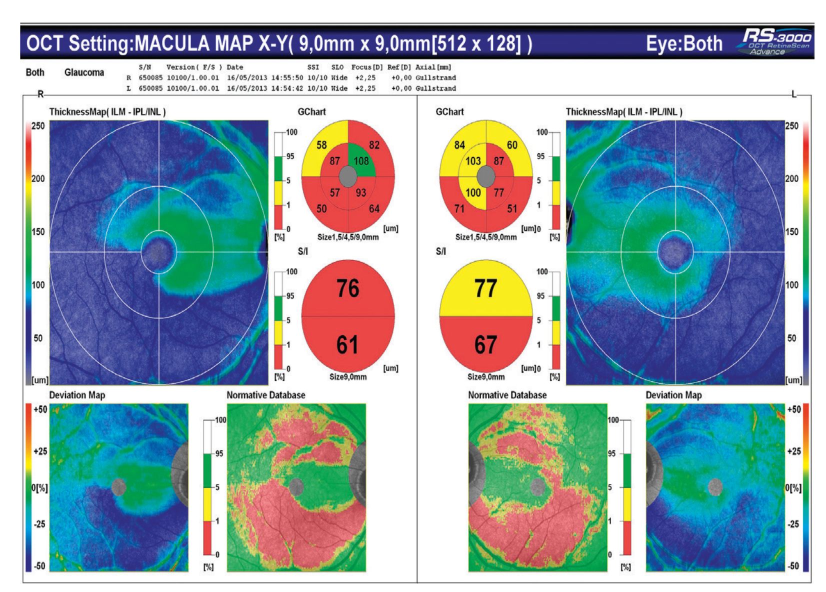


Figure 23.25. Glaucome évolué bilatéral relevé GCC maculaire par OCT RS-3000™ Advance (Nidek).

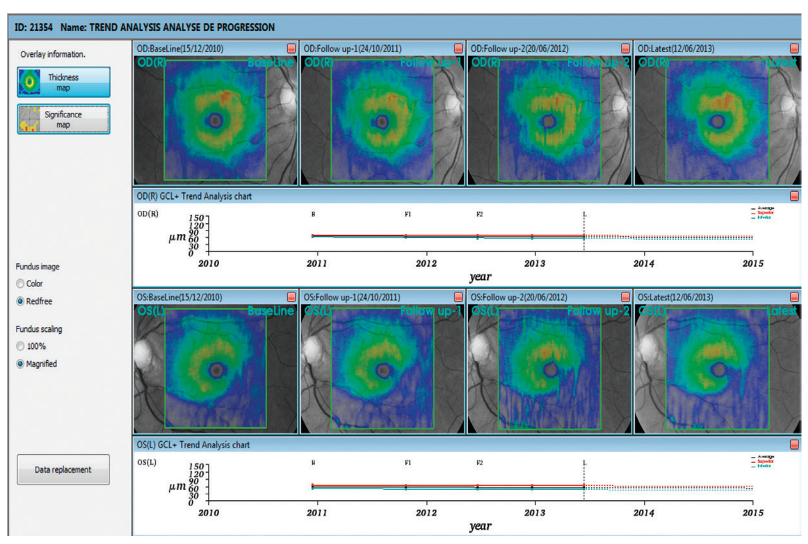
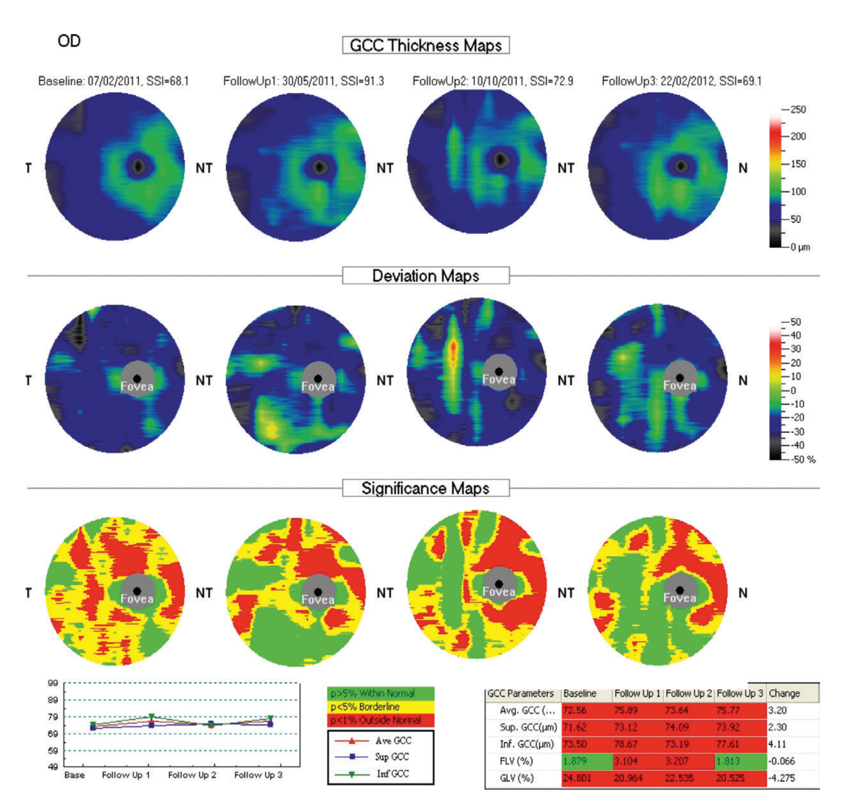


Figure 23.26. Relevé d'analyse de progression du GCC maculaire en 3D OCT 2000™ (Topcon) (analyse de tendance des épaisseurs).



GCC Parameters	Baseline	Follow Up 1	Follow Up 2	Follow Up 3	Change
Avg. GCC (...	72.56	75.89	73.64	75.77	3.20
Sup. GCC(µm)	71.62	73.12	74.09	73.92	2.30
Inf. GCC(µm)	73.50	78.67	73.19	77.61	4.11
FLV (%)	1.879	3.104	3.207	1.813	-0.066
GLV (%)	24.801	20.964	22.535	20.525	-4.275

Figure 23.27. Analyse de progression du GCC et des indices spécifiques FLV et GLV en relevés maculaires par OCT RTVue 100™ (Optovue™).

principaux défis de la prise en charge du glaucome avec un manque de référence standard actuel pouvant être utilisée pour indiquer un changement glaucomateux progressif.

Il est donc essentiel de toujours confronter les résultats de l'examen d'imagerie automatisée avec les données de l'examen clinique. La synthèse des différentes données ne peut être séparée et, en aucun cas, une décision thérapeutique ne peut être envisagée sans une confrontation soigneuse de l'ensemble des résultats.

Les pièges

- *Les troubles des milieux* : une taie cornéenne, une opacité cristallinienne, un corps flottant vitréen peuvent diminuer la qualité globale du signal ou donner des artefacts localisés.

- *La longueur axiale du globe oculaire* : Une longueur axiale augmentée entraîne un amincissement de la couche des FNR ou du complexe GCC avec de faux résultats positifs.
- *Les implants multifocaux diffractifs* peuvent perturber les acquisitions par des artefacts en vague [39].
- *Pièges spécifiques aux acquisition péripapillaires* [40, 41] :
  - *La taille du disque* : les valeurs sont plus élevées pour les grands disques optiques car le cercle de mesure de référence est plus proche de l'émergence des FNR, et inversement pour les petits disques optiques.
  - *Une traction de l'interface vitréo-rétinienne* peut engendrer un épaississement avec des valeurs augmentées [42] (figure 23.7).
  - *Un œdème papillaire* augmente l'épaisseur de la couche des FNR.
  - *Choroïdose myopique et atrophie péripapillaire* peuvent rendre les segmentations difficiles et fausser les résultats.
  - *Les dysversions papillaires sont mieux étudiées avec les acquisitions maculaires* [43].
- *Pièges spécifiques aux acquisitions de type GCC :*
  - Toutes les anomalies maculaires (membranes, matériel rétrofovéolaire, maculopathie liée à lâge, œdème maculaire débutant) peuvent perturber la segmentation du complexe GCC et le relevé [44] (figure 23.15).

Conclusion

L'imagerie en OCT fait partie du bilan de la neuropathie optique glaucomateuse quel que soit son stade évolutif. Les nouveaux programmes d'acquisitions OCT augmentent la précision des mesures et précisent leurs indications. Leurs limites doivent aussi être bien connues.

Les acquisitions OCT de l'épaisseur de la couche des FNR péripapillaires et du complexe maculaire cellulaire ganglionnaire sont complémentaires.

Il faut bien connaître les limites de l'acquisition des FNR dans les stades évolués où l'acquisition du GCC semble présenter un plus grand intérêt.

L'intérêt de l'acquisition du GCC à tous les stades du glaucome, et en particulier des indices complémentaires de certains OCT-SD (indices FLV, GLV, GCIPL minimum) qui rapportent une plus grande sensibilité diagnostique dans les formes débutantes du GPAO, doit être retenu.

L'imagerie en OCT est une aide pour les papilles difficiles, avec cependant un certain nombre de limites, et l'intérêt des acquisitions GCC dans ces formes cliniques « difficiles » (APP, myopie forte…).

Enfin, les résultats des différents OCT ne sont pas interchangeables et le suivi des patients doit toujours être pratiqué avec le même OCT-SD.

Références

[1] Asrani S, Essaid L, Alder BD, Santiago-Turla C. Artifacts in spectral-domain optical coherence tomography measurements in glaucoma. JAMA Ophthalmol 2014; 132 : 396–402.
[2] Leung CK, Cheung CY, Weinreb RN, et al. Retinal nerve fiber layer imaging with spectral-domain optical coherence tomography : a variability and diagnostic performance study. Ophthalmology 2009; 116 : 1257–63, 63 e1-2.
[3] Sung KR, Kim DY, Park SB, Kook MS. Comparison of retinal nerve fiber layer thickness measured by Cirrus HD and Stratus optical coherence tomography. Ophthalmology 2009; 116 : 1264–70, 70 e1.
[4] Chang RT, Knight OJ, Feuer WJ, Budenz DL. Sensitivity and specificity of time-domain versus spectral-domain optical coherence tomography in diagnosing early to moderate glaucoma. Ophthalmology 2009; 116 : 2294–9.
[5] Park SB, Sung KR, Kang SY, et al. Comparison of glaucoma diagnostic Capabilities of Cirrus HD and Stratus optical coherence tomography. Arch Ophthalmol 2009; 127 : 1603–9.
[6] Moreno-Montanes J, Olmo N, Alvarez A, et al. Cirrus high-definition optical coherence tomography compared with Stratus optical coherence tomography in glaucoma diagnosis. Invest Ophthalmol Vis Sci 2010; 51 : 335–43.
[7] Cho JW, Sung KR, Hong JT, et al. Detection of glaucoma by spectral domain-scanning laser ophthalmoscopy/optical coherence tomography (SD-SLO/OCT) and time domain optical coherence tomography. J Glaucoma 2011; 20 : 15–20.
[8] Sehi M, Grewal DS, Sheets CW, Greenfield DS. Diagnostic ability of Fourier-domain vs time-domain optical coherence tomography for glaucoma detection. Am J Ophthalmol 2009; 148 : 597–605.
[9] Jeoung JW, Park KH. Comparison of Cirrus OCT and Stratus OCT on the ability to detect localized retinal nerve fiber layer defects in preperimetric glaucoma. Invest Ophthalmol Vis Sci 2010; 51 : 938–45.
[10] Hwang YH, Kim YY, Kim HK, Sohn YH. Ability of cirrus high-definition spectral-domain optical coherence tomography clock-hour, deviation, and thickness maps in detecting photographic retinal nerve fiber layer abnormalities. Ophthalmology 2013; 120 : 1380–7.
[11] Leung CK, Choi N, Weinreb RN, et al. Retinal nerve fiber layer imaging with spectral-domain optical coherence tomography : pattern of RNFL defects in glaucoma. Ophthalmology 2010; 117 : 2337–44.
[12] Leite MT, Zangwill LM, Weinreb RN, et al. Structure-function relationships using the Cirrus spectral domain optical coherence tomograph and standard automated perimetry. J Glaucoma 2012; 21 : 49–54.
[13] Chan CK, Miller NR. Peripapillary nerve fiber layer thickness measured by optical coherence tomography in patients with no light perception from long-standing nonglaucomatous optic neuropathies. J Neuroophthalmol 2007; 27 : 176–9.
[14] Leung CK, Ye C, Weinreb RN, et al. Impact of age-related change of retinal nerve fiber layer and macular thicknesses on evaluation of glaucoma progression. Ophthalmology 2013; 120 : 2485–92.
[15] Leung CK, Yu M, Weinreb RN, et al. Retinal nerve fiber layer imaging with spectral-domain optical coherence tomography : patterns of retinal nerve fiber layer progression. Ophthalmology 2012; 119 : 1858–66.
[16] Na JH, Sung KR, Lee JR, et al. Detection of glaucomatous progression by spectral-domain optical coherence tomography. Ophthalmology 2013; 120 : 1388–95.
[17] Na JH, Sung KR, Baek S, et al. Progression of retinal nerve fiber layer thinning in glaucoma assessed by cirrus optical coherence tomography-guided progression analysis. Curr Eye Res 2013; 38 : 386–95.

[18] Francoz M, Fénolland JR, Giraud JM, et al. Reproducibility of macular ganglion cell-inner plexiform layer thickness measurement with cirrus HD-OCT in normal, hypertensive and glaucomatous eyes. Br J Ophthalmol 2014 ; 98 : 322–8.
[19] Renard JP, Fénolland JR, Delbarre M. Tomographie en cohérence optique. In : Masson Elsevier, éditor. Glaucome primitif à angle ouvert. Paris : Masson ; 2014 .
[20] Moura AL, Raza AS, Lazow MA, et al. Retinal ganglion cell and inner plexiform layer thickness measurements in regions of severe visual field sensitivity loss in patients with glaucoma. Eye (Lond) 2012 ; 26 : 1188–93.
[21] Nakatani Y, Higashide T, Ohkubo S, et al. Evaluation of macular thickness and peripapillary retinal nerve fiber layer thickness for detection of early glaucoma using spectral domain optical coherence tomography. J Glaucoma 2011 ; 20 : 252–9.
[22] Kotera Y, Hangai M, Hirose F, et al. Three-dimensional imaging of macular inner structures in glaucoma by using spectral-domain optical coherence tomography. Invest Ophthalmol Vis Sci 2011 ; 52 : 1412–21.
[23] Tan O, Li G, Lu AT, et al. Mapping of macular substructures with optical coherence tomography for glaucoma diagnosis. Ophthalmology 2008 ; 115 : 949–56.
[24] Delbarre M, El Chehab H, Francoz M, et al. Diagnostic use of macular layer analysis by SD-OCT in primary open angle glaucoma. J Fr Ophtalmol 2013 ; 36 : 723–31.
[25] Na JH, Lee K, Lee JR, et al. Detection of macular ganglion cell loss in preperimetric glaucoma patients with localized retinal nerve fibre defects by spectral-domain optical coherence tomography. Clin Experiment Ophthalmol 2013 ; 41 : 870–80.
[26] Tan O, Chopra V, Lu AT, et al. Detection of macular ganglion cell loss in glaucoma by Fourier-domain optical coherence tomography. Ophthalmology 2009 ; 116 : 2305–14, e1-2.
[27] Schiefer U, Papageorgiou E, Sample PA, et al. Spatial pattern of glaucomatous visual field loss obtained with regionally condensed stimulus arrangements. Invest Ophthalmol Vis Sci 2010 ; 51 : 5685–9.
[28] Su D, Park SC, Simonson JL, et al. Progression pattern of initial parafoveal scotomas in glaucoma. Ophthalmology 2013 ; 120 : 520–7.
[29] Hood DC, Raza AS, de Moraes CG, et al. Glaucomatous damage of the macula. Prog Retin Eye Res 2013 ; 32 : 1–21.
[30] Hood DC, Slobodnick A, Raza AS, et al. Early glaucoma involves both deep local, and shallow widespread, retinal nerve fiber damage of the macular region. Invest Ophthalmol Vis Sci 2014 ; 55 : 632–49.
[31] Um TW, Sung KR, Wollstein G, et al. Asymmetry in hemifield macular thickness as an early indicator of glaucomatous change. Invest Ophthalmol Vis Sci 2012 ; 53 : 1139–44.
[32] Mwanza JC, Durbin MK, Budenz DL, et al. Glaucoma diagnostic accuracy of ganglion cell-inner plexiform layer thickness : comparison with nerve fiber layer and optic nerve head. Ophthalmology 2012 ; 119 : 1151–8.
[33] Schulze A, Lamparter J, Pfeiffer N, et al. Diagnostic ability of retinal ganglion cell complex, retinal nerve fiber layer, and optic nerve head measurements by Fourier-domain optical coherence tomography. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol 2011 ; 249 : 1039–45.
[34] Lee J, Hangai M, Kimura Y, et al. Measurement of macular ganglion cell layer and circumpapillary retinal nerve fiber layer to detect paracentral scotoma in early glaucoma. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol 2013 ; 251 : 2003–12.
[35] Shin HY, Park HY, Jung KI, et al. Glaucoma Diagnostic Ability of Ganglion Cell-Inner Plexiform Layer Thickness Differs According to the Location of Visual Field Loss. Ophthalmology 2014 ; 121 : 93–9.
[36] Na JH, Sung KR, Baek S, et al. Detection of glaucoma progression by assessment of segmented macular thickness data obtained using spectral domain optical coherence tomography. Invest Ophthalmol Vis Sci 2012 ; 53 : 3817–26.
[37] Naghizadeh F, Garas A, Vargha P, Hollo G. Detection of Early Glaucomatous Progression With Different Parameters of the RTVue Optical Coherence Tomograph. J Glaucoma 2012 ; 23 : 195–8.

[38] Sung KR, Sun JH, Na JH, et al. Progression detection capability of macular thickness in advanced glaucomatous eyes. Ophthalmology 2012 ; 119 : 308–13.

[39] Inoue M, Bissen-Miyajima H, Yoshino M, Suzuki T. Wavy horizontal artifacts on optical coherence tomography line-scanning images caused by diffractive multifocal intraocular lenses. J Cataract Refract Surg 2009 ; 35 : 1239–43.

[40] Koh VT, Tham YC, Cheung CY, et al. Determinants of ganglion cell-inner plexiform layer thickness measured by high-definition optical coherence tomography. Invest Ophthalmol Vis Sci 2012 ; 53 : 5853–9.

[41] Moreno-Montanes J, Anton A, Olmo N, et al. Misalignments in the retinal nerve fiber layer evaluation using cirrus high-definition optical coherence tomography. J Glaucoma 2011 ; 20 : 559–65.

[42] Asrani S, Essaid L, Alder BD Santiago-Turla C. Artifacts in Spectral-Domain Optical Coherence Tomography Measurements in Glaucoma. JAMA Ophthalmol 2014 ; 132 : 396–402, 1.

[43] Lee KH, Kim CY, Kim NR. Variations of retinal nerve fiber layer thickness and ganglion cell-inner plexiform layer thickness according to the torsion direction of optic disc. Invest Ophthalmol Vis Sci 2014 ; 55 : 1048–55.

[44] Garas A, Papp A, Hollo G. Influence of age-related macular degeneration on macular thickness measurement made with fourier-domain optical coherence tomography. J Glaucoma 2013 ; 22 : 195–200.

CHAPITRE 24

Imagerie des tumeurs oculaires

M. Streho, L. Desjardins

Points forts

- L'exploration des tumeurs oculaires repose souvent sur le bilan clinique complété par le bilan d'imagerie pour apporter un élément de référence pour le suivi évolutif.
- Le bilan d'imagerie le plus représentatif associe souvent des images couleurs ou filtrées de la lésion, complétées d'une imagerie en coupe OCT ou, plus volontiers, échographique pour préciser les mesures de la tumeur et notamment son épaisseur.
- En cas de doute sur le diagnostic, un suivi rapproché, clinique et par imagerie, permettra de documenter une progression de la tumeur témoignant de sa malignité.
- L'échographie, par UBM pour le segment antérieur, et par sondes de 10 et 20 MHz pour le segment postérieur, représente le moyen universel d'accès à tous les types de lésions tumorales quelles que soient leurs localisations.

Limites

- Depuis la préhéminence du traitement conservateur des tumeurs oculaires, le diagnostic histologique est rarement confirmé. La décision de traitement repose sur un faisceau d'arguments avec, en premier lieu, l'expérience clinique des thérapeutes, étayée par une imagerie de plus en plus performante mais ne permettant pas toujours un diagnostic de certitude.
- Les photographies couleurs et filtrées sont importantes pour le suivi évolutif mais l'accès à l'extrême périphérie rétinienne et au corps ciliaire est impossible.

Imagerie en ophtalmologie

- Les appareils OCT, malgré leur incroyable résolution, sont limités, en pénétration pour les tumeurs pigmentées, et en champ d'investigation pour la périphérie et le corps ciliaire.

Introduction

Les tumeurs oculaires représentent un vaste panel d'entités pouvant toucher le segment antérieur et le segment postérieur. Elles peuvent être de nature bénigne ou maligne avec parfois un véritable risque vital. Elles peuvent être symptomatiques ou de découverte totalement fortuite. Le diagnostic de certitude repose sur l'analyse histologique des tissus. Les techniques d'imagerie représentent, dans cette indication, un formidable outil de dépistage, d'aide au diagnostic et de suivi évolutif après traitement conservateur. Chaque appareil doit être utilisé pour ses propriétés intrinsèques tout en tenant compte de ses limites. L'imagerie vient en complément et ne remplace nullement l'examen clinique complet (lampe à fente, gonioscopie, fond d'œil dilaté, examen de l'œil controlatéral).
Les examens les plus utiles sont les photographies couleurs pour obtenir une notion de surface et de coloration de la lésion, ces clichés sont utilement complétés par des images en coupe qui peuvent être obtenues par échographie et par OCT avec un avantage en pénétration aux ultrasons. L'exploration angiographique apporte l'analyse de la composante vasculaire des différentes lésions (tableaux 24.1 à 24.6).

Tableau 24.1. Avantages et inconvénients de l'échographie oculaire.

Avantages	Inconvénients
Examen possible si trouble des milieux (hyphéma, cataracte, HIV…)	Disponibilité
Explore le segment antérieur et postérieur	Technique (courbe d'apprentissage)
Mesure de l'épaisseur	Résolution limitée mais meilleure en 20 MHz
Valeur pronostique	Huile de silicone limite l'accès

Tableau 24.2. Avantages et inconvénients de l'OCT.

Avantages	Inconvénients
Disponibilité	Pénétration (signal bloqué en arrière des structures pigmentées)
Non contact	Fenêtre d'examen réduite Pas d'accès à la périphérie
Résolution (5–10 µm)	Distorsion de l'image
Rapidité	Trouble des milieux

Tableau 24.3. Avantages et inconvénients des rétinographies (couleur et filtres).

Avantages	Inconvénients
Disponibilité	Troubles des milieux
Non contact	Pas d'épaisseur
Peut être non mydriatique	Limité en périphérie
Filtres (bleu, rouge, vert, autofluorescence)	
Mesure des dimensions en 2D	

Tableau 24.4. Avantages et inconvénients de l'angiographie.

Avantages	Inconvénients
Seul examen de la vascularisation	Produit de contraste (risque allergique)
Différents colorants (fluorescéine, infracyanine)	Dilatation
Diffusion	

Tableau 24.5. Tableau récapitulatif des signes paracliniques des différentes tumeurs oculaires.

Tumeurs	OCT	Échographie	Angiographie	Photos
Nævus irien	Réflectivité moyenne Discrète atténuation du signal Forme plutôt arrondie	Échogénicité moyenne Bien limité stable	Absence de vascularisation intrinsèque	Pigmenté Stable dans le temps
Mélanome de SA	Hyperreflectivité Forte atténuation du signal Mal limité	Échogénicité moyenne ou hyperéchogé-nicité Mal limité Évolutif	Anomalie vasculaire, vascularisation intrinsèque	Vaisseaux de contiguïté Évolutif
Kystes irido-ciliaires	Voussure de l'iris localisée sans pouvoir imager le volume de la lésion	Formation arrondie Acoustiquement vide liquidienne Pas de lésion solide		

Tumeurs	OCT	Échographie	Angiographie	Photos
Nævus du SP	Hyperreflectivité de la choroïde soulèvement plan de la rétine parfois drusen de surface Absence de signes exsudatifs associés	Iso- ou hyperéchogène Faible épaisseur (< 2 mm) Parfois drusen de surface	Non spécifique Hypofluorescent par effet masque	Lésion arrondie, plus ou moins pigmentée, parfois drusen de surface Non ou peu évolutif
Mélanome du SP	Pas de visualisation de la face postérieure par absorption du signal Phénomènes exsudatifs	En dôme ou en champignon, Hypoéchogène avec excavation choroïdienne	Pin points Vascularisation tumorale	Lésion pigmentée irrégulière Pigment orange
Hémangiome	Phénomènes exsudatifs	En forme de dôme, hyperéchogène et uniforme sans excavation choroïdienne	Flash choroïdien L'angiographie au vert d'indocyanine associe la visualisation des vaisseaux nourriciers, phénomène de « wash out »	Lésion peu visible, saillante accompagnée de phénomènes exsudatifs
Ostéome	Blocage du signal Forte hyperreflectivité	En forme de dôme, très hyperéchogène et uniforme sans excavation choroïdienne	Hyper-fluorescence précoce irrégulière en mottes confluentes, L'angiographie au vert d'indocyanine montre une lésion hypofluorescente par effet de masse et par retard circulatoire	Lésion peu visible, saillante
Métastase	Épaississement généralement au pôle postérieur moyennement exsudatif	Uniforme, moyennement échogène, d'aspect en dôme parfois polylobé ou plat. Pas d'excavation choroïdienne	Hypo-fluorescente dans les temps précoces « pin points » situés en bordure massivement hyperfluorescente au temps tardif	

Tableau 24.6. Tableau résumant les techniques d'imagerie à réaliser devant les différentes tumeurs oculaires.

Tumeurs	Imagerie	Meilleur examen
Nævus irien	Photographie de l'iris, échographie UBM et OCT de segment antérieur ± angiographie	UBM couplé à photographie
Mélanome du SA	Photographie de l'iris, rétinographie, échographie UBM et OCT de segment antérieur ± angiographie	UBM ± photographie
Kyste irido-ciliaire	Échographie de segment antérieur UBM	UBM
Nævus du SP	Rétinographie et filtre rouge, échographie en mode B, OCT si accessible et exceptionnellement angiographie	Rétinographie et Échographie 20 MHz
Mélanome du SP	Rétinographie et filtre rouge, échographie en mode B, OCT et angiographie à la fluorescéine et en vert d'indocyanine	Échographie en mode B 10 et 20 Mhz
Hémangiome	Rétinographie et filtre rouge, échographie en mode B, OCT et angiographie à la fluorescéine et en vert d'indocyanine	Angiographie en vert d'indocyanine et échographie 10 et 20 Mhz
Ostéome	Échographie en mode B	Échographie en mode B
Métastase	Rétinographie, échographie en mode B, OCT et angiographie à la fluorescéine et en vert d'indocyanine	Angiographie au vert d'indocyanine et échographie

Différents types d'imagerie utiles pour l'exploration des tumeurs oculaires (encadrés 24.1, 24.2 et 24.3)

Photographie couleur et filtrée

Il s'agit d'un véritable document iconographique précis, à réaliser systématiquement, qui permettra de suivre l'évolution d'une tumeur dans le temps et

Encadré 24.1

Rôle de l'imagerie dans les tumeurs oculaires

- Dépistage
- Aide diagnostique (faisceaux d'arguments)
- Valeur pronostique
- Mesures objectives fiables et reproductibles
- Outil de suivi
- Surveillance avant et après traitement conservateur
- Bilan d'extension

Encadré 24.2

Situations de découverte d'une tumeur oculaire

- Asymptomatique, de découverte fortuite
- Symptomatique, bilan ophtalmologique
- Bilan d'extension

Encadré 24.3

Recommandations pour l'imagerie dans les tumeurs oculaires

- L'imagerie ne remplace pas l'examen clinique
- L'imagerie doit associer une imagerie « en face » et une imagerie en coupe
- Savoir associer différentes techniques d'imagerie pour recouper les informations
- Refaire les examens pour juger de l'évolutivité
- Adapter le rythme de suivi à la tumeur
- Ne pas oublier le bilan d'extension
- Ne pas oublier l'œil controlatéral
- La prise en charge doit être faite en centre spécialisé

d'objectiver une croissance tumorale ou de s'assurer du contrôle local de la tumeur après traitement. La technique photographique doit permettre d'obtenir un document net, contrasté pour distinguer la texture et la coloration avec une bonne visibilité des contours et des limites de la lésion. Les photographies servent de référence et pourront être comparées à tout moment à l'examen clinique. Les rétinographes peuvent être mydriatiques ou non mydriatiques. Leur champ assure classiquement un angle de 50 à 60° avec possibilité de composition de différents clichés, mais de nouvelles générations dites « grand champ » permettent de couvrir, en une prise, un champ pouvant aller jusqu'à plus de 200° (figures 24.1 et 24.2).
Il existe cependant une limitation d'accès à l'extrême périphérie rétinienne et au corps ciliaire, mais aussi une limitation en cas de perte de transparence des milieux.

Échographie

L'échographie est l'examen complémentaire le plus important pour l'évaluation et le diagnostic des tumeurs intraoculaires. L'échographie permet d'analyser le segment antérieur (mode haute ou très haute fréquence à focale courte appelé aussi UBM pour Ultrasound Biomicroscopy) mais également le segment postérieur (focale longue, sonde de 10 ou 20 MHz). L'échographie permet, d'une part, d'étudier la forme, la structure interne des tumeurs et d'en mesurer les dimensions : longueur, largeur et surtout leur épaisseur qui est plus reproductible. De plus,

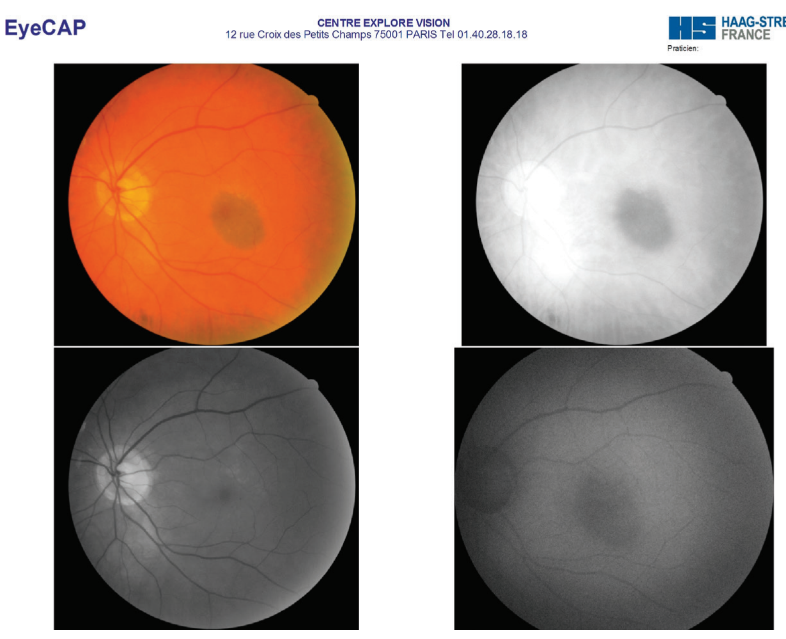


Figure 24.1. Image obtenue avec un rétinographe classique d'un nævus maculaire avec cliché couleur, filtres rouges, bleus et en autofluorescence.

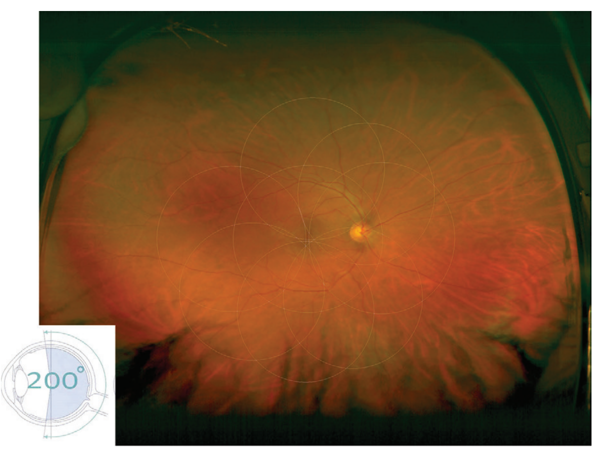


Figure 24.2. Image obtenue avec un rétinographe grand champ, un cliché permet de couvrir à peu près 200°, noter l'artéfact des cils.

l'examen échographique permet d'explorer les structures orbitaires à la recherche d'une extension. L'avantage de l'échographie est de pouvoir imager toutes les lésions malgré un trouble des milieux transparents (figures 24.3, 24.4A, B, 24.5), et de pouvoir accéder à toutes les structures oculaires comme le corps ciliaire ou la pars plana difficilement accessibles à l'examen à la lampe à fente et inaccessibles aux rétinographes et aux appareils OCT.

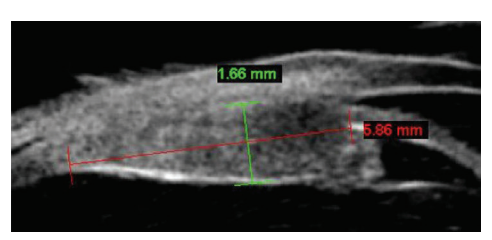


Figure 24.3. Coupe d'échographie UBM de segment antérieur montrant les mesures d'une tumeur intraoculaire (longueur, largeur, épaisseur).

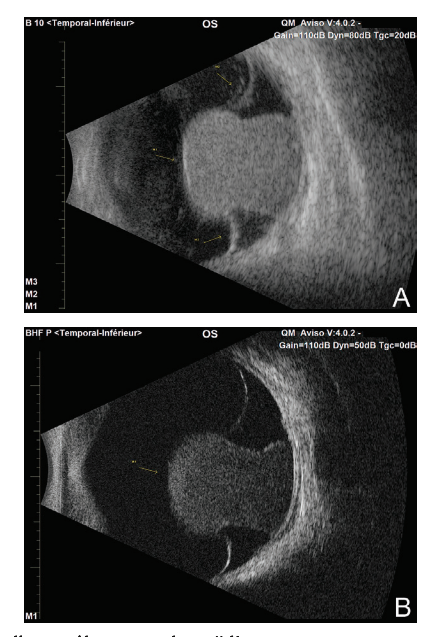


Figure 24.4. Cliché d'un mélanome choroïdien.
A. Coupe d'échographie montrant un mélanome choroïdien « en champignon » avec la sonde de 10 MHz. B. Même coupe d'échographie que A avec la sonde de 20 MHz, noter les détails au niveau pariétal et l'analyse du décollement rétinien secondaire.

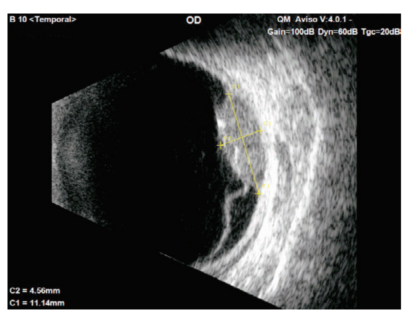


Figure 24.5. Coupe échographique montrant le décollement de rétine exsudatif contigu au mélanome choroïdien.

Angiographie

L'angiographie à la fluorescéine ou au vert d'indocyanine est un examen qui, comme l'échographie doppler, permet d'analyser la vascularisation des tumeurs. Son rôle est essentiel pour le diagnostic des tumeurs et pseudo-tumeurs vasculaires. Cet examen permet de mettre en évidence l'arbre vasculaire rétinien et choroïdien avec ses modifications, anomalies et troubles rhéologiques. En revanche, pour le diagnostic des tumeurs non vasculaires de la choroïde, son rôle est moins déterminant. Si les tumeurs les plus fréquentes n'ont pas d'image cliniquement pathognomonique à l'angiographie, cet examen permet de diagnostiquer certaines pathologies dégénératives et pseudo-tumorales représentant des diagnostics différentiels. L'angiographie au vert d'indocyanine, en comparaison à la fluorescéine, présente deux avantages : ce colorant se lie presque entièrement (98 %) aux protéines sanguines et n'est donc pas extravasé par la circulation choroïdienne et les bandes d'absorption et d'émission sont situés dans l'infrarouge proche de la fluorescéine. Ainsi, les vaisseaux de gros et moyen calibres de la choroïde sont clairement visualisés. Il s'agit donc de l'un des examens les plus utiles pour différencier certaines tumeurs mélaniques bénignes ou malignes, pour confirmer le diagnostic des hémangiomes de la choroïde et pour étayer le diagnostic de métastases (figures 24.6, 24.7).

Tomographie à cohérence optique ou OCT

L'examen par OCT (ou tomographie en cohérence optique) est devenu un des examens complémentaires les plus pratiqués en ophtalmologie. Il s'agit d'un examen d'imagerie en coupe, non contact, rapide, fiable et reproductible permettant d'analyser de manière quasi-histologique les tumeurs oculaires qui se laissent traverser par le signal infrarouge, de donner des informations sur leur forme, leur structure interne, leurs dimensions et leurs éventuels signes exsudatifs associés (œdème,



Figure 24.6. Image angiographique à la fluorescéine d'un mélanome choroïdien.

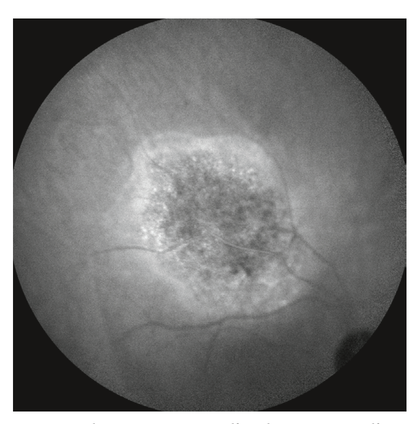


Figure 24.7. Image angiographique au vert d'indocyanine d'un mélanome choroïdien.

DSR, logettes, DEP…). En revanche, les lésions les plus pigmentées représentent une limite d'analyse en profondeur par les appareils OCT, mais les dernières évolutions technologiques laissent entrevoir certaines améliorations de pénétration.

Récemment, nous avons assisté à une évolution de cette technologie passant de la génération des OCT *time domain* à la génération des OCT *spectral domain*. Cette évolution s'accompagne d'une nette augmentation du nombre de coupes à la seconde offrant ainsi une meilleure résolution (5-10 µm) (figure 24.8). Il existe également à ce jour un appareil dit « swept source » offrant un nombre de coupes encore plus élevé avec une longueur d'onde légèrement différente et donc une pénétration plus importante pouvant être utile pour les tumeurs choroïdiennes (figure 24.9). À noter également deux évolutions de l'OCT tout à fait intéressantes

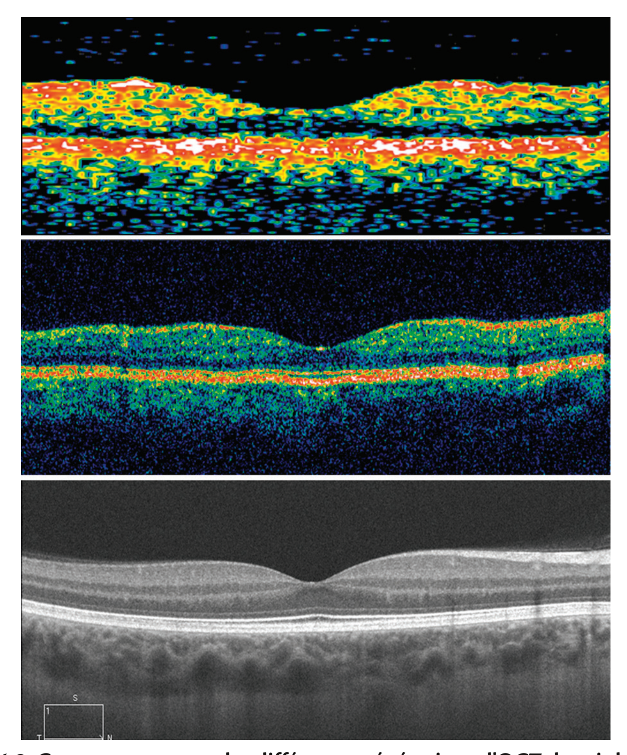


Figure 24.8. Coupes comparant les différentes générations d'OCT depuis les premières générations dits « time-domain » jusqu'à l'OCT « spectral domain ».
(Images du Dr Belkacem Haouchine, Rueil-Malmaison.)

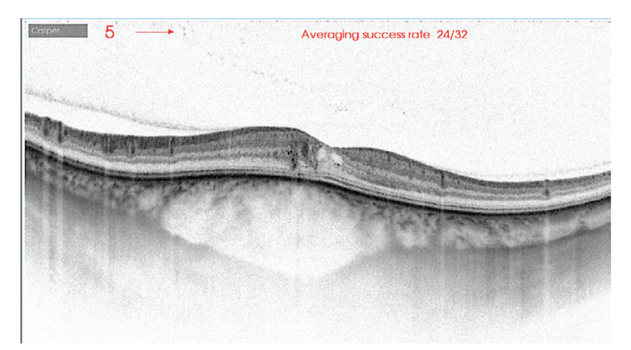


Figure 24.9. Coupe d'OCT « swept source » (Topcon DRI) de tumeurs oculaires.
(Images du Dr Sam Razavi, Tours.)

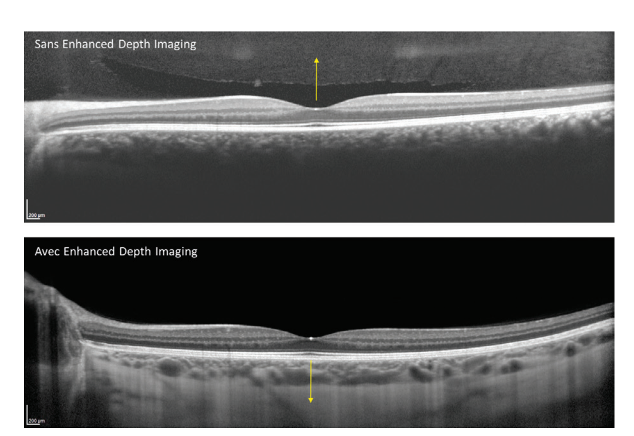


Figure 24.10. Coupe d'OCT avec et sans mode EDI montrant l'excellente visibilité du vitré en mode sans EDI et de la choroïde en mode EDI.
(Images du Dr Belkacem Haouchine, Rueil-Malmaison.)

dont l'utilisation est vouée à se développer dans les années à venir : l'« OCT en face » qui est une reconstruction des coupes d'OCT selon un plan de segmentation offrant ainsi une vue « en face » et le mode EDI (*Enhance Depth Imaging*) qui est une technique de défocalisation du signal permettant une excellente visualisation des structures de la choroïde (figure 24.10).
Une autre évolution des appareils se fait vers un élargissement des fenêtres d'acquisition mais l'examen par OCT est cependant limité au pôle postérieur sans pouvoir accéder aux lésions périphériques. De plus, l'exploration par OCT étant basée sur l'utilisation d'un faisceau de lumière infrarouge, l'acquisition peut être limitée par les troubles des milieux transparents.

Tumeurs du segment antérieur

L'imagerie du segment antérieur associe des photographies soit par l'utilisation d'un rétinographe focalisé sur le segment antérieur, soit par une lampe à fente photographique. Il est possible d'utiliser les différents filtres connus et de pratiquer une angiographie à la fluorescéine focalisée sur le plan irien. Ces informations sont utilement complétées par des images en coupe obtenues soit par OCT du segment antérieur (OCT de segment antérieur ou OCT de segment postérieur focalisé sur le segment antérieur), soit par échographie de haute et de très haute fréquence à focale courte en mode UBM (*ultrasound biomicroscopy*). Ce chapitre présente les signes caractéristiques des différentes techniques d'imagerie en présence des principales tumeurs du segment antérieur : nævus, mélanome, kystes et quelques tumeurs plus rares.

Imagerie des nævi

Les nævi sont les tumeurs pigmentées les plus fréquentes de l'iris. Ces tumeurs bénignes, situées dans le stroma irien, sont constituées d'une accumulation focale de mélanocytes possédant des caractéristiques histopathologiques particulières. L'incidence et la prévalence des nævi iriens est inconnue. Ces tumeurs bénignes sont en général banalisées par les patients et constituent rarement un motif de consultation médicale. Les photographies de l'iris, l'échographie de segment antérieur par UBM, l'OCT de segment antérieur et exceptionnellement l'angiographie à la fluorescéine sont les examens complémentaires utiles pour l'évaluation d'un nævus irien. Les photographies permettent de mesurer la tumeur et de suivre l'absence de croissance tumorale dans le temps (figure 24.11). L'angiographie peut montrer une vascularisation irienne préservée sans modification ni vascularisation intratumorale. L'échographie montre une échogénicité moyenne ou légèrement plus échogène que le stroma irien voisin avec des contours assez réguliers. L'échographie permet d'étudier le profil et la forme de la face postérieure du nævus et de mesurer son épaisseur. La face postérieure est en général assez régulière de contour arrondi ou rectiligne (figure 24.12). L'OCT

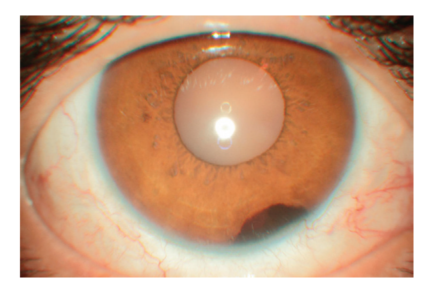


Figure 24.11. Photo d'un nævus irien dans l'angle.

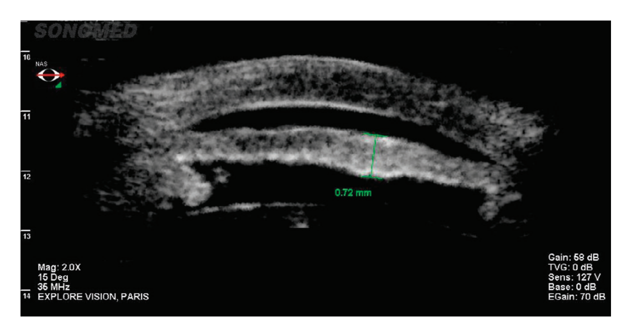


Figure 24.12. Coupe échographique UBM d'un nævus irien en coupe « en champ » permettant la mesure de l'épaisseur irienne.

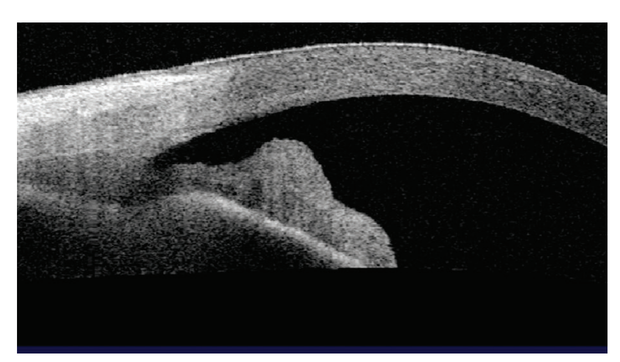


Figure 24.13. Coupe OCT-SA d'un nævus irien : le faisceau infrarouge traverse la lésion permettant de visualiser toute l'épaisseur de l'iris.

montre souvent une bonne pénétration du faisceau infrarouge à travers le nævus permettant ainsi de visualiser sa face postérieure. Parfois, une forte réflectivité de la lésion peut entraîner une atténuation du signal (figure 24.13) comme cela peut se voir en cas de mélanome ne permettant pas d'établir le diagnostic différentiel de façon formelle.

Imagerie des mélanomes

Le mélanome est la principale tumeur pigmentée maligne. Elle peut être rarement localisée au niveau de l'iris et plus fréquemment au niveau des corps ciliaires avec un diagnostic clinique particulièrement difficile car peu accessible. Il s'accompagne plus souvent d'un essaimage de pigment ou de cellules pigmentées dans l'angle et d'une hypertonie.

Le bilan d'imagerie pourra comporter des photographies (si besoin en gonioscopie), et une exploration par OCT du segment antérieur mais l'exploration essentielle se fait par échographie UBM. Exceptionnellement, une angiographie focalisée sur l'iris pourra compléter le bilan.

Les photographies devront associer photographie du segment antérieur mais également des rétinographies. Les clichés montrent une lésion souvent fortement pigmentée avec un lacis vasculaire péritumoral. Les clichés successifs peuvent montrer une tumeur évolutive avec extension vers l'angle (figure 24.14). L'angiographie peut montrer une anomalie vasculaire ou une vascularisation intratumorale. L'échographie de segment antérieur (UBM) est l'examen de choix pour visualiser la tumeur, même si elle intéresse le corps ciliaire. L'aspect échographique prend la forme d'un épaississement irien ou ciliaire de contour parfois irrégulier. L'échogénicité peut être

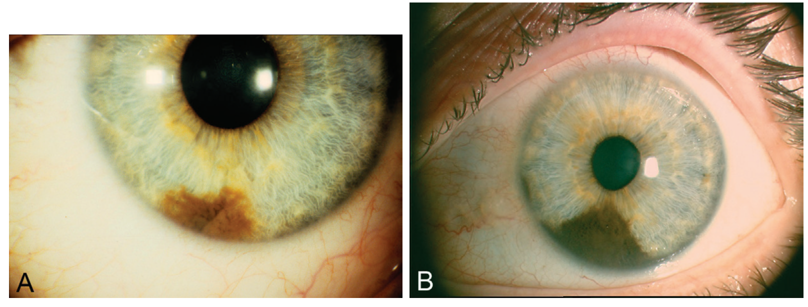


Figure 24.14. Cliché d'une lésion de l'iris.
A et B. Clichés couleurs d'une lésion pigmentée de l'iris avec évolution documentée en surface : notez l'évolution de la lésion vers l'angle irido-cornéen avec diagnostic de mélanome de l'iris.

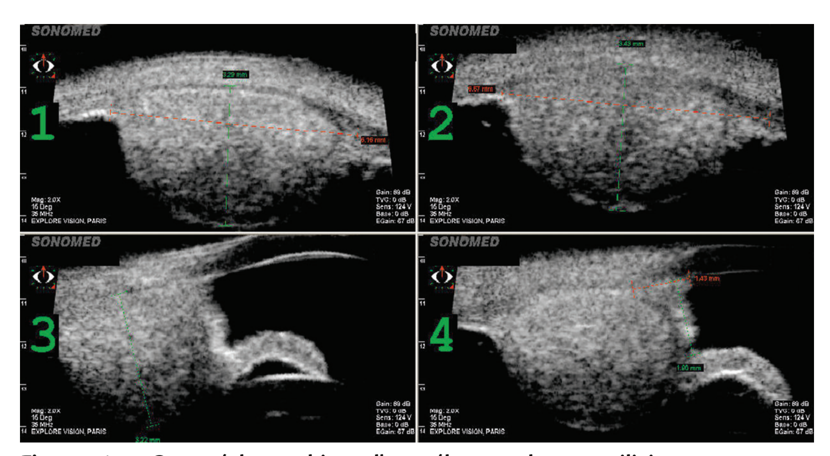


Figure 24.15. Coupe échographique d'un mélanome du corps ciliaire permettant de mesurer toutes dimensions, notamment pour guider la prise en charge thérapeutique.

modérée ou faible sans que ce critère ne soit vraiment déterminant dans le diagnostic différentiel. L'examen par UBM permettra d'apprécier la forme, l'étendue et l'échostructure de la lésion mais aussi de mesurer la tumeur (notamment son épaisseur > 3 mm pour les mélanomes) de façon à établir un élément de surveillance évolutive : le critère essentiel pour différencier un nævus d'un mélanome est la capacité du mélanome à évoluer en épaisseur assez rapidement entre deux examens (figure 24.15). L'autre avantage de l'échographie est de différencier les lésions pseudo-tumorales kystiques des tumeurs solides.

L'OCT de segment antérieur permet de visualiser les mélanomes iriens, plus difficilement de l'angle et ne permet pas d'analyser le corps ciliaire (figure 24.16). À cause de la forte réflectivité et de l'atténuation du signal, la partie postérieure de la tumeur n'est pas visible.

Kystes irido-ciliaires

Il s'agit d'une tumeur bénigne fréquente responsable d'une voussure irienne. Les kystes peuvent être au niveau irien, du corps ciliaire et parfois au niveau de la pars plana. Leur localisation est principalement temporale et inférieure. On distingue les kystes primaires et secondaires (post-chirurgicaux, post-traumatiques, parasitaire, lié à une tumeur solide). L'imagerie de choix est l'échographie de segment antérieur (UBM) car elle montre une formation arrondie acoustiquement vide ce qui les différencie aisément des tumeurs solides. L'échographie permet de les mesurer, de les localiser et de déterminer leur retentissement sur l'angle irido-cornéen, notamment en cas de polykystose irido-ciliaire (figure 24.17). L'OCT de segment antérieur est pris en défaut dans cette indication par l'absence de signal en arrière de l'iris et au niveau des procès ciliaires. De la même manière, les photographies à ce niveau ne sont pas d'une grande utilité.

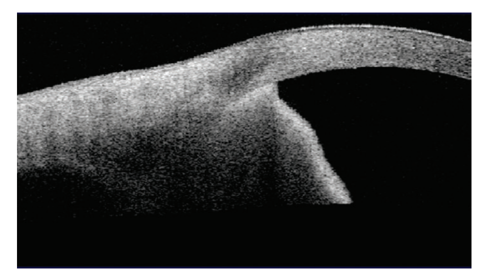


Figure 24.16. Coupe OCT d'un mélanome du corps ciliaire montrant la limite de l'examen pour la visualisation de la tumeur dans sa totalité par absorption du signal infrarouge.

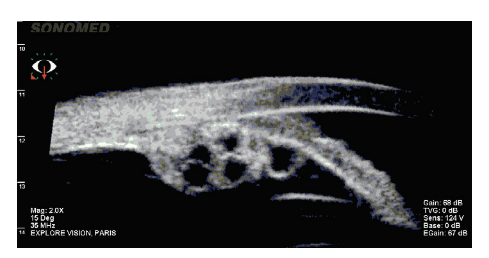


Figure 24.17. Coupe échographique UBM d'une polykystose irido-ciliaire.

Autres lésions irido-ciliaires

Le segment antérieur peut être le lieu d'autres tumeurs beaucoup plus rares soit de manière primitive, soit par localisation secondaire. Le bilan doit associer des photographies si la lésion est accessible, à un examen par échographie UBM et OCT de segment antérieur et de manière exceptionnelle par angiographie.
Parmi ces tumeurs, on peut citer la possibilité de diagnostiquer un adénome, un lymphome B à grandes cellules avec une infiltration des procès ciliaires, un myélome avec atteinte des procès ciliaires, un kyste dermoïde (figure 24.18) ou d'autres lésions plus rares...
L'imagerie du segment antérieur bénéficie des progrès récents des appareils OCT et UBM. En cas de lésion tumorale de l'iris ou du corps ciliaire, le recours à l'exploration échographique par UBM représente un élément incontournable pour le diagnostic et le suivi après traitement de ces lésions solides. Cette exploration échographique est, souvent, la seule possible pour les lésions du corps ciliaire avec possibilité d'analyse du volume de la lésion et de mesure de son épaisseur comme repère évolutif. Lorsque ces lésions sont situées sur l'iris, le recours à des explorations basées sur la lumière comme l'OCT, et les photographies peuvent compléter le bilan échographique en déterminant les limites en surface de ces tumeurs.

Tumeurs du segment postérieur

L'imagerie d'une tumeur localisée dans le segment postérieur doit associer des rétinographies couleurs et filtrées, éventuellement une angiographie à la fluorescéine ou au vert d'indocyanine, une échographie en mode B et parfois en mode doppler couleur et un OCT. L'IRM est indiquée lorsque l'on suspecte une extension extrasclérale ou au nerf optique. Ce chapitre présente les signes donnés par les techniques d'imagerie dans les principales tumeurs du segment postérieur : nævus, mélanome, hémangiome, ostéome et métastase…

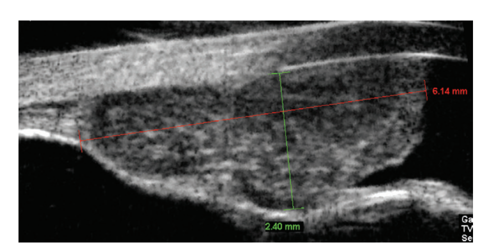


Figure 24.18. Coupe en UBM du corps ciliaire avec épaississement par présence d'un kyste dermoïde développé aux dépens du corps ciliaire et comblant l'angle irido-cornéen.

Imagerie des nævi choroïdiens

Les nævi de la choroïde sont les tumeurs intraoculaires bénignes les plus fréquentes. Découverts la plupart du temps fortuitement, à l'occasion d'un examen de routine, ils sont aisément diagnostiqués, à moins que leur aspect ne s'écarte de la norme. L'importance des nævi réside dans le problème de diagnostic différentiel, notamment avec le mélanome qui peut engager un pronostic vital. Le bilan associera principalement des rétinographies, avec filtres, notamment rouge, et une échographie en mode B et/ou OCT. En cas de doute, le bilan sera complété par une angiographie. L'examen de rétinographie met en évidence une lésion arrondie ou ovalaire, mieux visualisée en cliché rouge, avec des limites nettes, mais parfois irrégulières, de diamètre habituellement de 1 à 5 mm (figure 24.19). Les nævi sont localisés dans 90 % des cas dans la choroïde postérieure ou rétro-équatoriale. La pigmentation est variable, souvent uniforme et parfois achrome (absence de pigmentation). La présence de lésions dégénératives de l'épithélium pigmentaire et l'accumulation de drusen à la surface sont des signes indirects de la chronicité de la lésion facilitant leur identification et leur diagnostic. Les nævi sont parfois multiples et bilatéraux peu ou pas évolutifs.

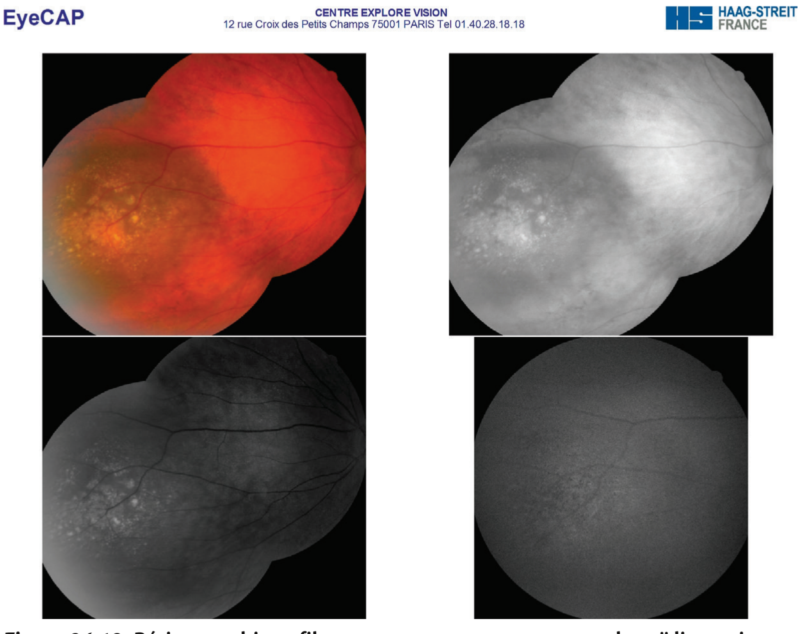


Figure 24.19. Rétinographie et filtre rouge montrant un nævus choroïdien, mieux visualisé en cliché rouge avec des drusen de surface.



Figure 24.20. Coupe échographique en mode B montrant un nævus.

L'aspect angiographique est non spécifique et dépend du degré de pigmentation. Il s'agit principalement d'une hypofluorescence par effet masque sur toute la séquence. L'échographie en mode B est un examen particulièrement utile, notamment en cas de doute diagnostique. Elle permet principalement de mesurer la faible épaisseur (habituellement inférieur à 2 mm) de la lésion (figure 24.20). Pour ces indications, il est à noter l'important avantage de l'échographie avec les sondes de 20 Mhz à focale longue qui permettent de détecter de discrets remaniements de la paroi souvent à peine devinés par l'examen en sonde classique de 10 MHz.

L'OCT, notamment de dernière génération, permet de visualiser un épaississement de la choroïde avec un soulèvement plan de la rétine parfois associé à des drusen de surface mais avec absence de signe exsudatif associé (figure 24.21A, B, C). Son utilisation est limitée en cas de nævus périphérique ou de petite taille.

Les nævi peuvent être suspects s'ils s'accompagnent de troubles visuels, d'un diamètre supérieur à 7 mm, d'une épaisseur supérieure à 2 mm, de pigment orange ou de pin-points, de décollement séreux rétinien (DSR) cliniquement visible et d'une absence de drusen de surface. La valeur diagnostique d'un fin DSR identifiable seulement en OCT n'est pas connue. En cas de nævus suspect, on doit instaurer une surveillance rapprochée et/ou un traitement. La surveillance du diamètre se fait au mieux par les photographies du fond d'œil et la surveillance de l'épaisseur par l'échographie B.

Mélanome de la choroïde

Les mélanomes de l'uvée sont les tumeurs malignes intraoculaires les plus fréquentes. Leur présentation clinique dépend d'une multitude de facteurs et principalement de leur localisation, de leurs caractéristiques histopathologiques et de leur mode de croissance. De ces paramètres découlent la forme, la coloration, l'étendue du décollement secondaire, l'existence d'une éventuelle extension extrasclérale ou encore l'importance de la réaction inflammatoire… Le bilan d'imagerie

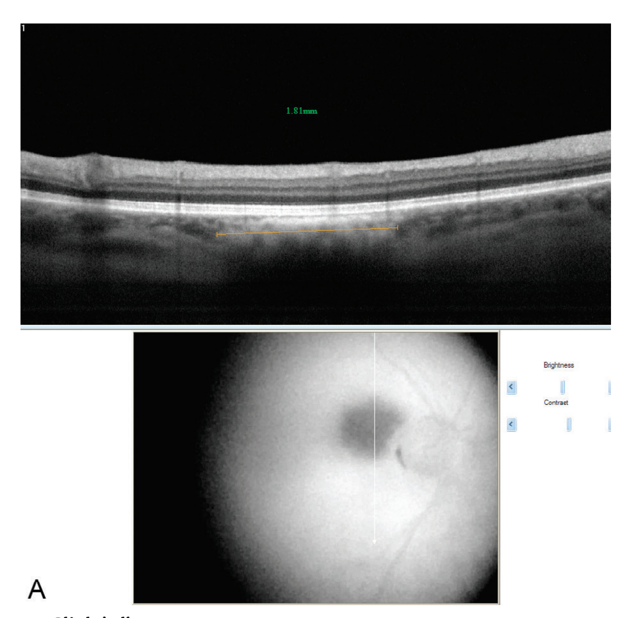


Figure 24.21. Cliché d'un nævus.
A. Coupe OCT montrant un nævus bénin, l'examen permet aisément de mesurer le nævus en largeur et longueur.

doit être exhaustif et associe rétinographies avec filtres, angiographie à la fluorescéine et au vert d'indocyanine, échographie en mode B et OCT si la lésion est accessible. Devant une tumeur maligne, avec risque de métastase systémique, il faudra également réaliser un bilan d'extension et une prise en charge en milieu spécialisé. L'aspect rétinographique dépend de son degré de pigmentation, de l'étendue de la lésion. On retrouve volontiers des pigments orange à sa surface (figure 24.22A, B). L'aspect angiographique retrouve une tumeur vascularisée avec une alternance de plages hyperfluorescentes et d'îlots hypofluorescents. Les plages hyperfluorescentes correspondent à des zones d'altération de l'épithélium pigmentaire et les îlots hypofluorescents à des proliférations pigmentaires, du pigment orange et des pétéchies. À la surface des mélanomes, on observe fréquemment la présence de petits points fortement hyperfluorescents, les « pin points ». Les « pin points » ne correspondent à aucune altération ophtalmoscopique, ce qui permet de les différencier des drusen. L'angiographie au vert d'indocyanine permet d'étudier la vascularisation tumorale et péritumorale, les altérations de la surface et l'aspect de l'exsudation ainsi que sa diffusion autour de la tumeur. La vascularisation intratumorale se distingue de la vascularisation normale de la choroïde par sa tortuosité, son irrégularité et sa tendance à l'exsudation. L'échographie en mode B complète très utilement le bilan et permet d'étudier la forme de la lésion, d'en



Figure 24.21. Suite.
B. Coupe OCT montrant un nævus suspect, à noter une lésion assez épaisse avec modification de la rétine en regard. C. Coupe OCT « swept source » (Topcon DRI) montrant un nævus bénin.
(Images du Dr Sam RAZAVI, Tours.)

mesurer les dimensions, d'analyser son échostructure et d'apprécier l'intégrité de la paroi sclérale. La forme de la tumeur peut être en dôme ou en champignon, régulière ou irrégulière (figure 24.23A, B, C). Le tissu mélanique atténue beaucoup les ultrasons, ce qui rend la tumeur hypoéchogène sur sa base d'implantation pariétale avec le phénomène de l'excavation choroïdienne : il s'agit d'une interruption de l'échogénicité moyenne de la choroïde normale qui fait place à un aspect très

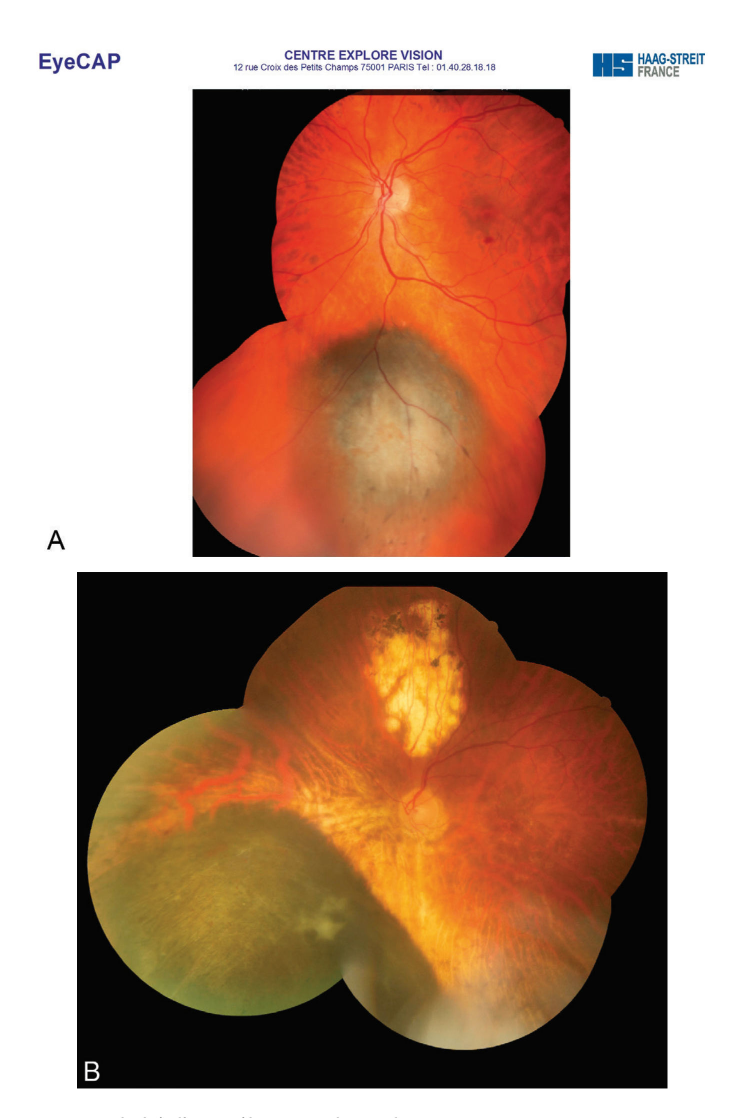


Figure 24.22. Cliché d'un mélanome choroïdien.
A. Clichés couleurs d'un mélanome choroïdien avant traitement. B. Clichés couleurs d'un mélanome choroïdien après traitement par protonthérapie avec atrophie tissulaire périlésionnelle.

hypoéchogène de la tumeur enchâssée dans la paroi oculaire. L'échographie peut détecter dans certains cas une extension extrasclérale. L'emploi de l'échographie en mode B de haute définition (sonde de 20 MHz) permet d'avoir des images de meilleure résolution mais doit être réalisé en transconjonctival ou transcornéen. L'OCT

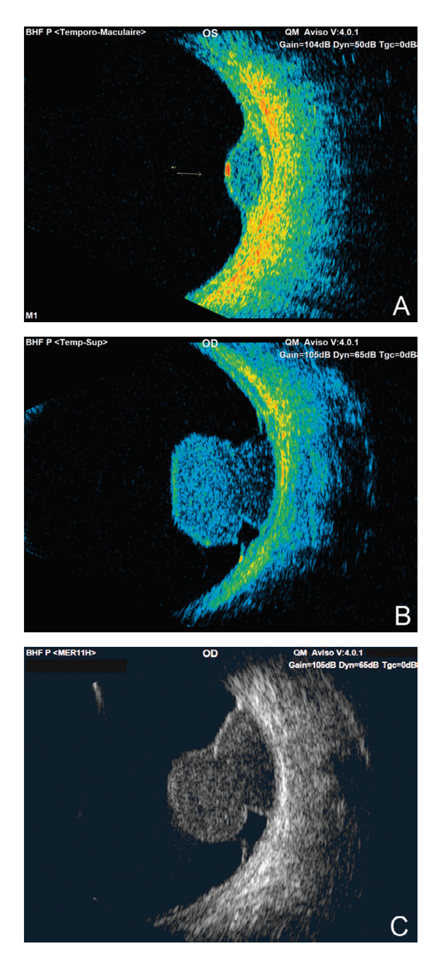


Figure 24.23. Cliché d'un mélanome.
A. Coupe échographique en mode B à la sonde de 20 MHz en filtre couleur d'un mélanome « de petite taille », noter le petit DSR de contiguïté. B. Coupe échographique en mode B avec la sonde de 20 MHz en filtre couleur d'un mélanome évolué dit « bouchon de champagne » avec excavation choroïdienne. C. Coupe échographique en mode B avec la sonde de 20 MHz d'un mélanome évolué, noter le petit DSR de contiguïté.

est secondaire et peut présenter un intérêt en cas de petit mélanome du pôle postérieur. Les diagnostics différentiels sont nombreux mais le diagnostic différentiel le plus fréquent doit se faire par rapport soit à un nævus, soit à un hémangiome : les autres diagnostics différentiels possibles sont les métastases, les mélanocytomes, les hypertrophies congénitales de l'epithélium pigmenté (EP), les hamartomes combiné de l'EP, les adénomes et adénocarcinomes de l'EP, les schwannomes, les

léiomyomes, mais parfois aussi certaines formes de DMLA pseudo-tumorales ou d'hématomes… (figure 24.24A, B, C).
En cas de mélanome, le traitement conservateur fera l'objet d'une surveillance évolutive basée sur le bilan clinique régulier, complété par des rétinographies couleurs

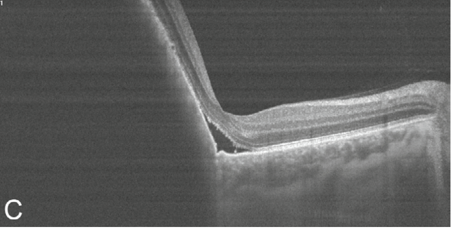


Figure 24.24. Cliché d'un mélanome.
A. Coupe OCT d'un mélanome avec importante absorption du signal. B. Coupe OCT « en face » d'un mélanome avec déformation de la zone épaissie. C. Coupe OCT d'un mélanome montrant la limite de l'examen en cas de mélanome évolué par importante absorption du signal.

et filtrées, associé à un bilan en échographie B. L'évolution d'un mélanome traité sera considérée comme favorable en cas de stabilisation des dimensions de la lésion qui, plus tard, après 2 à 3 ans d'évolution, pourra montrer des signes de régression du volume tumoral. En échographie, cette phase de régression s'accompagne d'un phénomène dit de « vacuolisation » de la tumeur donnant un aspect plus irrégulier de l'échostructure tumorale avec apparition de quelques petites zones hypoéchogènes dans la tumeur. Pour certains mélanomes, un retour à une épaisseur presque régulière de la paroi est possible après de nombreuses années de suivi évolutif.

Toute reprise évolutive avec majoration du volume et surtout de l'épaisseur de la tumeur pourra déclencher une décision de retraitement. Cet élément critique met en exergue la nécessité de prise de mesures reproductibles, basées sur les mêmes types d'imagerie et sur les mêmes incidences en cas de suivi échographique.

Hémangiomes choroïdiens

Les hémangiomes de la choroïde sont les tumeurs vasculaires de l'uvée les plus fréquentes. Ils se présentent soit sous forme d'hémangiomes circonscrits, soit d'hémangiomes diffus associés au syndrome de Sturge-Weber. Le bilan d'imagerie associe rétinographie, principalement angiographie à la fluorescéine et en vert d'indocyanine et également échographie en mode B et OCT. Les rétinographies montrent une lésion peu visible car peu pigmentée, saillante, accompagnée de phénomènes exsudatifs. L'aspect angiographique montre une imprégnation rapide (flash choroïdien), on peut observer le trajet de certains vaisseaux dans la masse tumorale. L'angiographie au vert d'indocyanine fournit des images suffisamment caractéristiques pour orienter le diagnostic. Le tableau classique associe la visualisation des vaisseaux nourriciers de la tumeur et de leurs embranchements dans les séquences précoces, une hyperfluorescence diffuse et uniforme à partir des séquences veineuses et une hypofluorescence de la tumeur par évacuation du produit de contraste dans les séquences tardives (30 à 60 min). À partir des séquences veineuses, une multitude de petits foyers hyperfluorescents se forme à la surface de la tumeur et certains restent hyperfluorescents jusque dans les séquences tardives. L'échographie en mode B montre une tumeur en forme de dôme, hyperéchogène et uniforme sans excavation choroïdienne (ce qui différencie bien cette lésion d'un mélanome achrome) (figure 24.25). L'échographie permet de mesurer l'épaisseur de la tumeur ainsi que la visualisation des phénomènes exsudatifs. L'OCT est un examen très utile pour juger des phénomènes exsudatifs, notamment la présence de DSR permettant de guider l'attitude thérapeutique (figure 24.26).

Ostéome

L'ostéome de la choroïde est une tumeur osseuse bénigne rare qui touche préférentiellement des femmes jeunes sans autre pathologie systémique de découverte

dans la 2e ou 3e décennie de la vie (figure 24.27). Le bilan d'imagerie repose principalement sur l'échographie en mode B qui montre la calcification pariétale quasi-pathognomonique (figure 24.28A, B). L'angiographie à la fluorescéine montre une hyperfluorescence précoce irrégulière en mottes confluentes, principalement dans la partie centrale de la tumeur (figure 24.29). L'angiographie au vert d'indocyanine montre une lésion hypofluorescente par effet de masse et par retard circulatoire (figure 24.30). À l'OCT, les ostéomes bloquent le signal et génèrent une forte réflectivité.

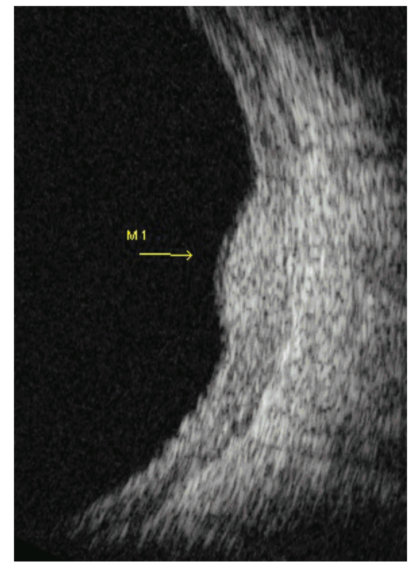


Figure 24.25. Coupe échographique en mode B d'un hémangiome qui apparaît hyperéchogène sans signe d'excavation choroïdienne.

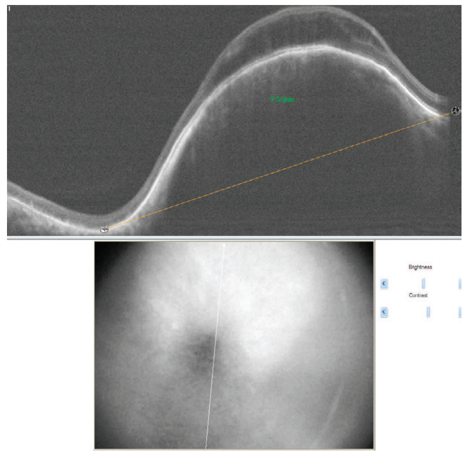


Figure 24.26. Coupe OCT d'un hémangiome avec épaississement pariétal.

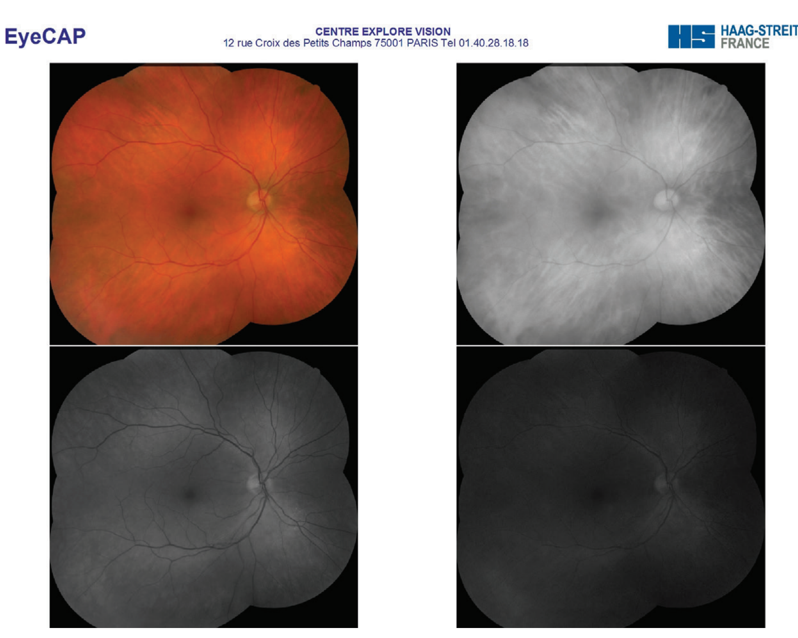


Figure 24.27. Clichés couleurs d'un ostéome montrant une lésion difficilement identifiable en supéromaculaire.

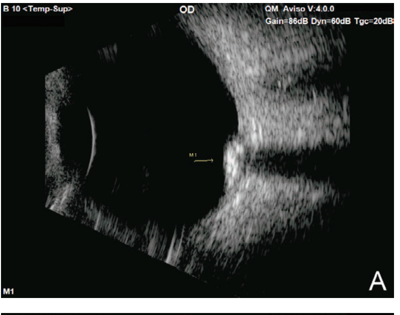




Figure 24.28. Cliché d'un ostéome. A. Coupe échographique en mode B avec la sonde de 10 MHz d'un ostéome, noter la calcification pariétale pathognomonique. B. Coupe échographique en mode B à la sonde de 20 MHz d'un ostéome, noter la calcification pariétale pathognomonique.

Métastase

Les métastases intraoculaires, quelle que soit leur origine, se présentent cliniquement comme des tumeurs, uniques ou multiples, uni- ou bilatérales, localisées de préférence dans la choroïde postérieure avec une prédilection pour la région maculaire. Le carcinome mammaire est la tumeur qui métastase le plus fréquemment dans le tissu uvéal. Le bilan d'imagerie doit associer rétinographie, angiographie, échographie en mode B et OCT, mais c'est essentiellement l'anamnèse, notamment la présence d'une néoplasie primitive, qui orientera le diagnos-



Figure 24.29. Cliché angiographique à la fluorescéine d'un ostéome au niveau des vaisseaux temporaux supérieurs.

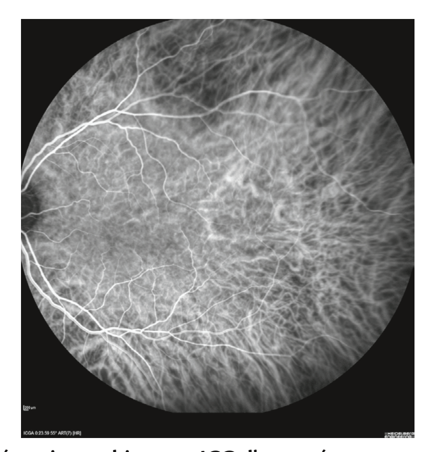


Figure 24.30. Cliché angiographique en ICG d'un ostéome.

tic. L'angiographie n'est pas un examen décisif pour le diagnostic de métastase. Les lésions sont classiquement hypofluorescentes dans les temps précoces et atteignent une hyperfluorescence variable dans le temps. Dans les séquences successives apparaissent des « pin points » situés en bordure de la tumeur. Dans les séquences tardives, la tumeur est souvent massivement hyperfluorescente avec ou sans diffusion. L'angiographie au vert d'indocyanine permet de faire le diagnostic différentiel avec les tumeurs pigmentées. Dans les séquences précoces, les métastases se comportent comme des masses opaques ou semi-translucides situées entre la couche vasculaire profonde de la choroïde et la rétine. De façon caractéristique, la structure vasculaire de la choroïde n'est pas modifiée. L'échographie en mode B est un examen essentiel. La masse tumorale est habituellement uniforme, moyennement échogène, d'aspect en dôme souvent polylobé ou plat. L'excavation choroïdienne est généralement absente (figure 24.31A, B). L'OCT montre un épaississement généralement au pôle postérieur moyennement exsudatif sans anomalie rétinienne en regard (figure 24.32). En cas de doute, lorsqu'il s'agit d'une tumeur unique révélatrice de la maladie, c'est surtout le bilan général avec mammographie et scanner thoraco-abdomino-pelvien qui permet de faire le diagnostic en mettant en évidence le cancer primitif.

Hématome sous-rétinien

Il peut réaliser une masse pigmentée du fond d'œil qui pose des problèmes diagnostic différentiel avec un mélanome. Il peut être isolé ou associé à une DMLA, central ou périphérique. L'échographie montre souvent un aspect hétérogène de cet épaississement pariétal, notamment en cas de néovascularisation périphérique.

Les DMLA pseudotumorales peuvent donner un aspect irrégulier en échographie mais l'exploration maculaire par angiographie et OCT permet souvent d'identifier la néovascularisation à l'origine de l'épaississement.

En cas de doute clinique, l'IRM avec injection de gadolinium et l'échographie doppler montrent bien que les vaisseaux anormaux sont localisés à la base de la lésion mais que la masse elle-même n'est pas vascularisée. Dans les tumeurs

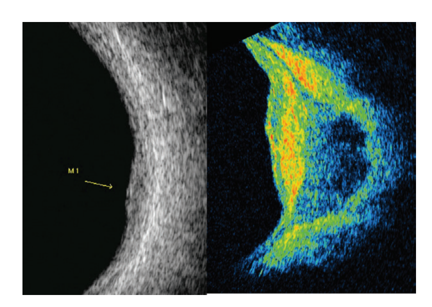


Figure 24.31. Cliché de métastase.
A. Coupe échographique en mode B d'une petite métastase moyennement échogène sans signe d'excavation choroïdienne. B. Coupe échographique en mode B à la sonde de 20 MHz en filtre couleur montrant une métastase avec extension orbitaire.

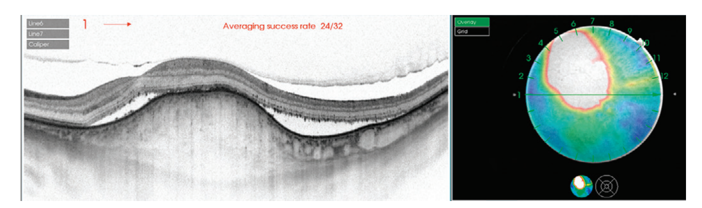


Figure 24.32. Coupe OCT « swept source » (Topcon DRI) montrant une métastase.
(Images du Dr Sam RAZAVI, Tours.)

choroïdiennes au contraire, la masse tumorale elle-même est vascularisée en IRM et en échographie doppler couleur.
L'imagerie des tumeurs du segment postérieur représente un champ important d'investigation soit au stade de diagnostic avec un rôle important pour poser un diagnostic et éliminer les diagnostics différentiels, soit pour le suivi évolutif après traitement.
Les clichés couleurs et filtrés pour apprécier la surface et la coloration de la lésion seront complétés par une imagerie en coupe, préférentiellement par échographie, et parfois par OCT, afin de mesurer le volume et surtout l'épaisseur des tumeurs dans un but de suivi évolutif.

Conclusion

L'exploration des tumeurs oculaires, qu'elles soient situées au niveau du segment antérieur ou du segment postérieur, représente un enjeu majeur pour le diagnostic et le suivi de ces pathologies parfois accompagnées de lésions secondaires engageant le pronostic vital de nos patients.
Plusieurs systèmes d'imagerie se complètent pour venir en aide à l'observation clinique des tumeurs oculaires.
Les photographies couleurs représentent une première approche donnant la coloration et l'étendue des lésions tumorales. Une approche optimisée de l'imagerie des tumeurs combine volontiers les images planes avec des images en coupe ; la combinaison la plus performante est représentée par l'association de photographies couleurs avec des coupes échographiques. En effet, l'échographie, soit classique en 10 ou 20 Mhz, soit en mode UBM, est le seul système d'imagerie capable d'imager toutes les tumeurs oculaires et d'en donner des dimensions utiles pour le suivi évolutif.
L'exploration angiographique, à la fluorescéine et au vert d'indocyanine, sera utile pour analyser la composante vasculaire des différentes tumeurs.
Les appareils OCT, grâce à leur très haute résolution, peuvent intervenir dans l'exploration des tumeurs du pôle postérieur. Leur limitation actuelle en pénétration tissulaire et en accès à la périphérie pourra probablement être dépassée par les évolutions technologiques à venir.

Bibliographie

Copete S, Flores-Moreno I, Montero JA, Duker JS, Ruiz-Moreno JM. Direct comparison of spectral-domain and swept-sourceOCT in the measurement of choroidal thickness in normal eyes. Br J Ophthalmol 2014 ; 98 : 334–8.

Demirci H, Cullen A, Sundstrom JM. Enhanced Depth Imaging Oprical Coherence Tomography Of Choroidal Metastatsis. Retina 2013 ; Epub ahead of print.

Heimann H, Jmor F, Damato B. Imaging of retinal and choroidal vascular tumours. Eye (Lond) 2013 ; 27 : 208–16.

Khandwala M, Penmetsa BR, Dey S, Schofield JB, Jones CA, Podoleanu A. Imaging of periocular basal cell carcinoma using enface optical coherence tomography : a pilot study. Br J Ophthalmol 2010 ; 94 : 1332–6.

Ramos JL, Li Y, Huang D. Clinical and research applications of anterior segment optical coherence tomography - a review. Clin Experiment Ophthalmol 2009 ; 37 : 81–9.

Silverman RH. High-resolution ultrasound imaging of the eye - a review. Clin Experiment Ophthalmol 2009 ; 37 : 54–67.

Zografos L et al. Tumeurs oculaires. Rapport de la SFO. Masson.

CHAPITRE 25

Réalité augmentée et imagerie peropératoire du segment antérieur

A. Denoyer, L. Trinh, C. Baudouin

Points forts

- L'imagerie peropératoire prend de plus en plus d'importance pour guider le geste chirurgical.
- La réalité augmentée s'applique progressivement à la chirurgie du segment postérieur mais aussi du segment antérieur.
- L'apport d'une imagerie du cristallin par OCT ou Scheimpflug caméra, lors des procédures de Femto-cataracte, représente un facteur de sécurisation de la procédure.
- La réalité augmentée appliquée à l'implantation au cours de la chirurgie du cristallin permet de guider la position des incisions cornéennes, la régularité du capsulorhexis, le centrage de l'implant et de guider l'axe d'implantation en cas d'implant torique.

Limites

- La technique de Femto-cataracte nécessite un appareillage complexe et de très haute technologie avec des conséquences financières et d'organisation pour le bloc opératoire.
- La réalité augmentée fait son apparition en chirurgie du segment antérieur avec nécessité d'acquisition de matériel de repérage en préopératoire couplé au système de visualisation en peropératoire, ce qui implique d'utiliser une chaîne cohérente d'appareils capable d'échanger les informations pré- et peropératoires.

Introduction

Depuis plus d'un siècle, l'imagerie s'est essentiellement développée dans un but diagnostique. Dans les années 1980, est apparue la radiologie interventionnelle dont l'objectif était d'aider à la réalisation d'un geste invasif, en gastro-entérologie, chirurgie vasculaire ou neurochirurgie par exemple. Aujourd'hui, l'ophtalmologie ne déroge pas à cette expansion de l'imagerie vers l'assistance à l'acte chirurgical. C'est en réalité l'avènement de l'OCT qui concourt majoritairement à ce nouveau développement, parce que c'est une technologie non contact – donc sans rupture de l'asepsie – miniaturisable, rapide et tridimensionnelle. Dans la chirurgie du segment antérieur, trois grands axes d'imagerie peropératoire se dégagent actuellement :

- l'imagerie pour la chirurgie de la cataracte assistée pour le laser Femto-seconde (ou Femto-cataracte) ;
- la réalité augmentée par OCT incorporée au microscope opératoire ;
- l'aide à l'implantation torique.

Imagerie et Femto-cataracte

Apports et contraintes de l'imagerie pour la Femto-cataracte

La chirurgie de la cataracte assistée au laser Femto-seconde est une évolution récente et une aide à la phacoémulsification permettant de répondre à des attentes actuelles de reproductibilité et de sécurité supplémentaires. Cette innovation chirurgicale fournit des découpes précises et standardisées des incisions cornéennes (principales, secondaires et arciformes pour l'astigmatisme), de la capsule antérieure, ainsi qu'une préfragmentation du cristallin. Néanmoins, les questions technologiques, financières et logistiques soulevées par la Femto-cataracte, ne permettent pas encore d'affirmer aujourd'hui s'il s'agit d'une simple évolution chirurgicale ou bien d'une véritable révolution.

La réalisation micrométrique des différentes découpes par photodisruption tissulaire nécessite un repérage tridimensionnel extrêmement précis des structures oculaires. Celui-ci doit répondre à un cahier des charges strict :

- une précision axiale et longitudinale inférieure à 10 μm ;
- une imagerie de la totalité des structures à traiter, depuis la face antérieure de la cornée jusqu'à la cristalloïde postérieure ;
- une réalisation rapide, immédiatement avant la procédure ;
- une intégration dans la plateforme du Femto-laser.

Ainsi, les ingénieurs sont parvenus à développer des plateformes qui intègrent, juste au-dessus du lit opératoire et de façon coaxiale, un microscope, une caméra, un système d'imagerie du segment antérieur et le guidage optique du laser. En outre, la solidarisation – ou *docking* – de l'œil avec la machine à travers un dispositif optique appelé interface-patient permet d'assurer la continuité de la procédure depuis l'imagerie jusqu'au traitement laser.

Différentes plateformes laser et différents types d'imagerie

Au jour de la rédaction de ce chapitre, quatre plateformes Femto-laser ont reçu l'agrément de la communauté européenne dans la Femto-cataracte. Ces machines reposent sur le même principe de découpe de la cornée, de la capsule antérieure et de fragmentation du cristallin par le laser Femto-seconde. Les différentes plateformes se différencient essentiellement par le système d'imagerie et repérage des structures oculaires (OCT ou caméra rotative) et par le type d'interface avec le patient (directe ou liquide) qui lui est associé.

Imagerie par OCT et interface-patient directe ou semi-liquide

Le LenSx™ (laboratoires Alcon, Ft Worth, États-Unis) est constitué d'un laser Femto-seconde, d'un OCT, d'un ordinateur, d'un vidéomicroscope et d'une interface-patient directe. Cette machine est pour l'instant exclusivement destinée à la chirurgie de la cataracte. En pratique, une lentille souple accolée à l'interface-patient incurvée assure un contact optique direct et amorti entre le laser et son système d'imagerie et l'œil du patient, le dispositif intégrant un système de succion solidaire. Un OCT permet de visualiser les différentes structures oculaires. La cornée, la capsule antérieure et postérieure sont repérées par l'OCT de manière automatisée (figure 25.1). Il n'y a donc pas besoin de repérage manuel de ces structures, et les repères peuvent ensuite être affinés par le chirurgien s'il le souhaite. Il n'y a pas de manipulation supplémentaire à faire pour les incisions cornéennes qui sont réalisées dans le même temps que les autres étapes (figure 25.2).

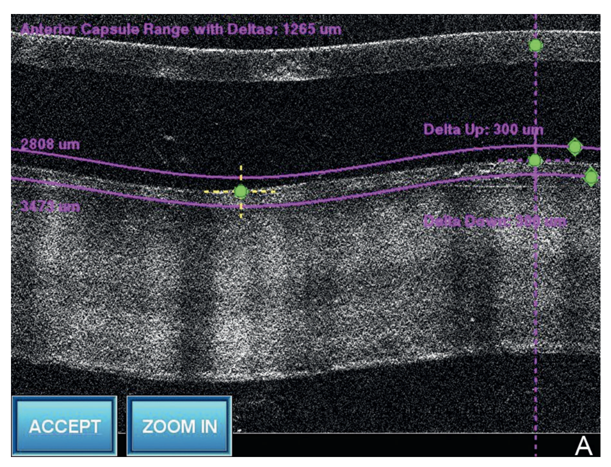


Figure 25.1. OCT du LenSx™.
A. OCT du LenSx™ pour repérage automatique de la cristalloïde antérieure et guidage de la photodisruption capsulaire. B. OCT du LenSx™ pour repérage automatique des limites du cristallin et du volume d'action du laser, laissant une zone postérieure de sécurité. En cas de distorsion de l'image, un recentrage manuel est possible.

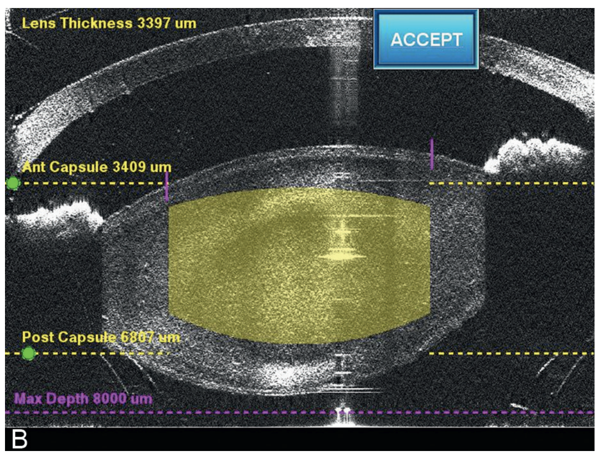


Figure 25.1. Suite.

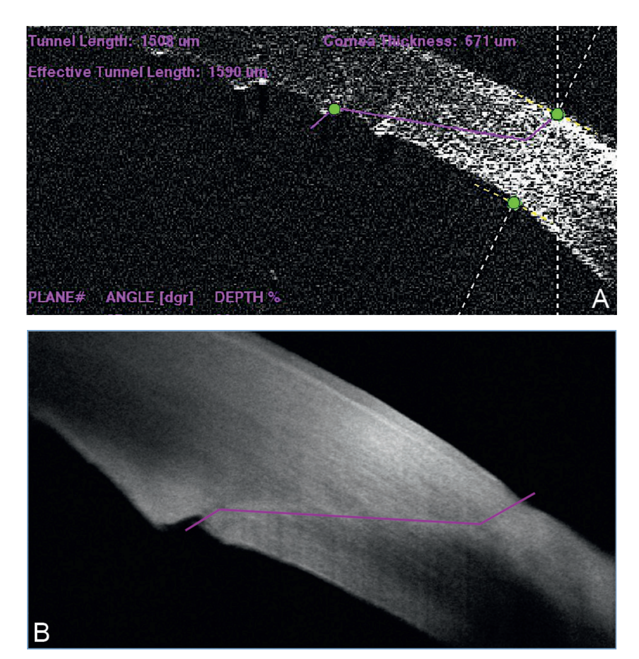


Figure 25.2. OCT du LenSx™.
A. OCT du LenSx™ permettant de positionner le guidage de la photodisruption cornéenne pour la réalisation d'une incision tunnellisée en trois plans. B. Image OCT postopératoire à J1 montrant la reproductibilité de l'incision par rapport au plan de guidage initial.

Tableau 25.1. Caractéristiques d'un système d'OCT intégré au laser Femto-seconde : exemple de la plateforme Victus™.

Longueur d'onde		1 300 nm
Profondeur de champs	Statique	9 mm
	Dynamique	7 mm
Résolution	Axiale	7 µm
	Latérale	45 µm
Fréquence du balayage	A-Scan	200 Hz
	B-Scan	1 Hz

En revanche, l'OCT n'est pas en temps réel et il n'y a pas de possibilité de voir par ce système d'OCT d'éventuels mouvements du patient en cours de procédure ni de contrôler les différentes étapes.

Le laser Victus™ (Bausch and Lomb, Tecnolas Perfect Vision, Munich, Allemagne) est une plateforme de laser Femto-seconde permettant la préparation de la chirurgie de la cataracte ainsi que les actes de chirurgie réfractive tels que la découpe stromale pour le LASIK, le traitement intrastromal au laser Femto-seconde pour la presbytie (IntraCor©), et les tunnels pour les anneaux intracornéens. Concernant le module de chirurgie de Femto-cataracte, le Victus™ se compose en plus du laser Femto-seconde, d'une interface-patient spécifique avec contact semi-liquide et d'un OCT en temps réel. L'interface-patient est incurvée pour épouser au mieux la forme de la cornée et laisse un ménisque aqueux entre la face antérieure de la cornée et la machine, un anneau de succion permettant la solidarisation des différents acteurs. Les structures intraoculaires sont visualisées à l'aide d'un OCT en temps réel dont les caractéristiques sont résumées dans le tableau 25.1. La cornée, les capsules antérieure et postérieure du cristallin sur l'OCT bénéficient d'un repérage manuel pour guider le traitement laser (figure 25.3), rapidement complété par une détection automatisée. L'OCT en temps réel permet de vérifier l'absence de mouvement de l'œil pendant la procédure ainsi que la conformité de la réalisation des différentes étapes par le laser. On peut ainsi contrôler la position et le volume des bulles de cavitation créées par la photodisruption afin de mieux anticiper la chirurgie d'aval. En revanche, la réalisation des incisions cornéennes nécessite de chasser le ménisque aqueux par une manipulation supplémentaire pendant la procédure Femto-laser.

Imagerie par OCT et interface-patient liquide

Le Catalys™ (OptiMedica Corporation, Sunnyvale, États-Unis ; distribution par Abbott Medical Optics, Santa Ana, États-Unis) est une unité comportant un laser Femto-seconde, un OCT de type *spectral domain*, une interface-patient

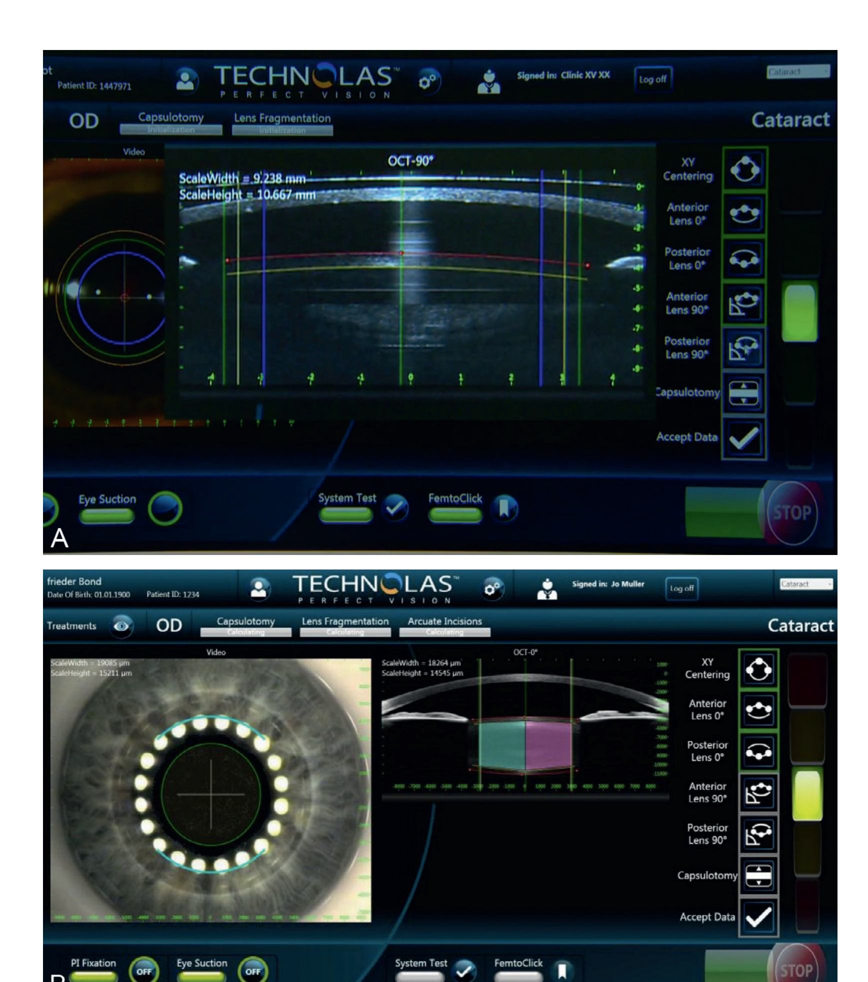


Figure 25.3. OCT en temps réel du Victus™.
A. OCT en temps réel du Victus™ pour repérer les structures intraoculaires.
Les marquages sont manuels. B. OCT en temps réel sur lequel s'applique le programme de photodisruption du cristallin.

et un écran de contrôle tactile. Un anneau de succion est appliqué sur l'œil du patient, dans lequel une solution saline est versée et permet une totale immersion liquide de l'interface-patient après solidarisation. Il n'y a donc pas de contact ou d'aplanation avec la cornée. Un OCT en *spectral domain* visualise sur différents axes les structures de l'œil et permet une reconnaissance automati-



Figure 25.4. Système d'imagerie par OCT *spectral domain* du Catalys™ avec repérage automatique des structures oculaires et guidage du laser.

sée de la cornée et du cristallin (figure 25.4). La capsulotomie, la fragmentation et les incisions cornéennes sont successivement réalisées sans manipulation supplémentaire peropératoire. Ce système d'OCT en immersion est très peu traumatique pour l'œil et n'introduit aucune contrainte axiale, respectant ainsi l'intégrité des structures oculaires donc la précision du traitement. En revanche, celui-ci semblerait moins bien s'opposer aux mouvements de l'œil au cours de la procédure, entraînant parfois un arrêt automatique du traitement en cas de mouvements excessifs du patient.

Imagerie par caméra rotative de Scheimpflug™ et interface-patient liquide

Le Lensar© (laboratoire Topcon, Tokyo, Japon) est une machine compacte et mobile sur roulettes pouvant être déplacée d'une salle à l'autre. Elle est constituée d'un laser Femto-seconde, d'une interface-patient, de deux écrans de visualisation et d'une caméra rotative Scheimpflug. Ainsi, elle est la seule plate-forme à reposer sur un système d'imagerie différent de l'OCT utilisée par la concurrence. Un anneau de succion est placé sur l'œil du patient irrigué par une solution saline, ce qui permet de réaliser une immersion liquide de l'interface qui n'est donc pas en contact avec la cornée du patient. Les

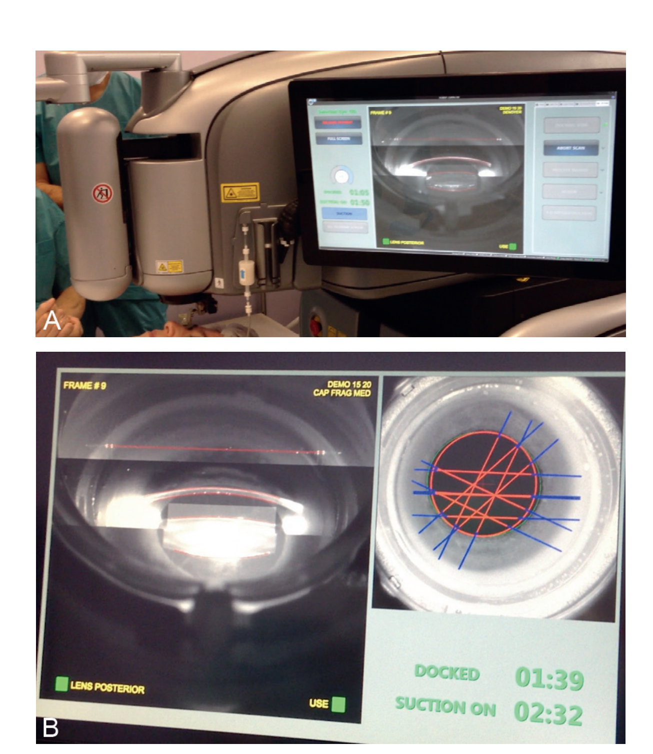


Figure 25.5. Reconstitution tridimensionnelle du cristallin par le système d'imagerie du Lensar™.
A. En imagerie par caméra rotative de Scheimpflug. B. Reconnaissance automatisée des structures permettant le guidage du faisceau laser.

structures oculaires sont ensuite reconnues par le système d'imagerie reposant sur le principe de la caméra rotative de Scheimpflug. Différentes images sont capturées avec différents angles d'incidence et permettent de réaliser une reconstitution tridimensionnelle du cristallin (figure 25.5A). La cornée et les contours du cristallin sont automatiquement identifiés de manière à guider le faisceau laser (figure 25.5B). Les paramètres peuvent être affinés de manière tactile sur l'écran. Dans l'ordre chronologique, la capsulotomie, la fragmentation et les incisions cornéennes sont réalisées sans autre manipulation peropératoire. L'acquisition des images par caméra de Scheimpflug semble un peu plus longue que l'acquisition par les systèmes OCT, mais elle permet la sélection préalable par le chirurgien des meilleures images parmi la

dizaine réalisée avant la planification du traitement. Enfin, tout comme l'interface liquide intégrée dans la plateforme Catalys™, les mouvements oculaires peropératoires seraient un peu moins contenus qu'avec les interfaces solides ou semi-liquides.

OCT peropératoire et réalité augmentée

Instrument incontournable dans le diagnostic des pathologies oculaires, rétiniennes, cornéennes, et désormais de la plupart des structures du segment antérieur, l'OCT est en passe de devenir un véritable outil peropératoire destiné à aider, guider ou contrôler le geste chirurgical. Des solutions d'OCT portatif à usage peropératoire existent depuis peu, mais l'incorporation d'un système complet et autonome au sein d'un microscope est à l'évidence la solution d'avenir. Un premier microscope vient d'être mis au point avec un OCT incorporé, le Lumera 700 Rescan™ (Zeiss, Göttingen, Allemagne). Il permet en peropératoire de visualiser la rétine mais aussi le segment antérieur et peut ainsi avoir de multiples applications. Le repérage d'une membrane épirétinienne, le contrôle de la dissection, l'existence de brides vitréorétiniennes ou d'un décollement de rétine tractionnel localisé, la mesure de l'épaisseur maculaire, pré-, per- ou postopératoire immédiat sont des exemples d'application d'un grand intérêt en chirurgie vitréorétinienne (figure 25.6).

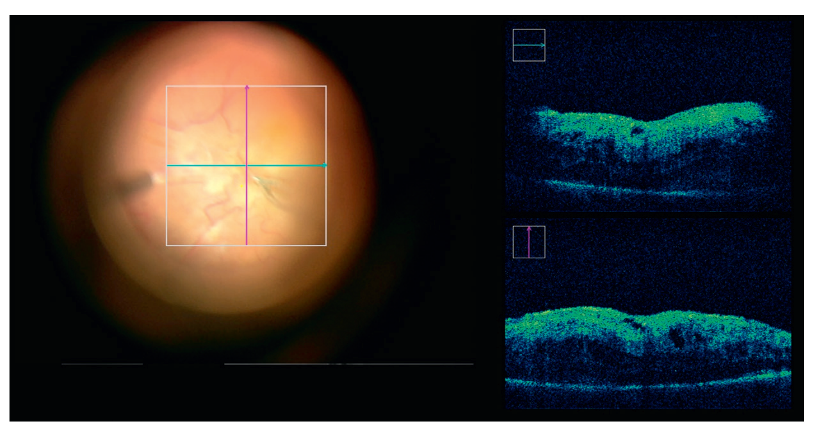


Figure 25.6. Visualisation de la rétine en cours d'intervention sur un décollement de rétine compliqué de membranes épi- et prérétiniennes.

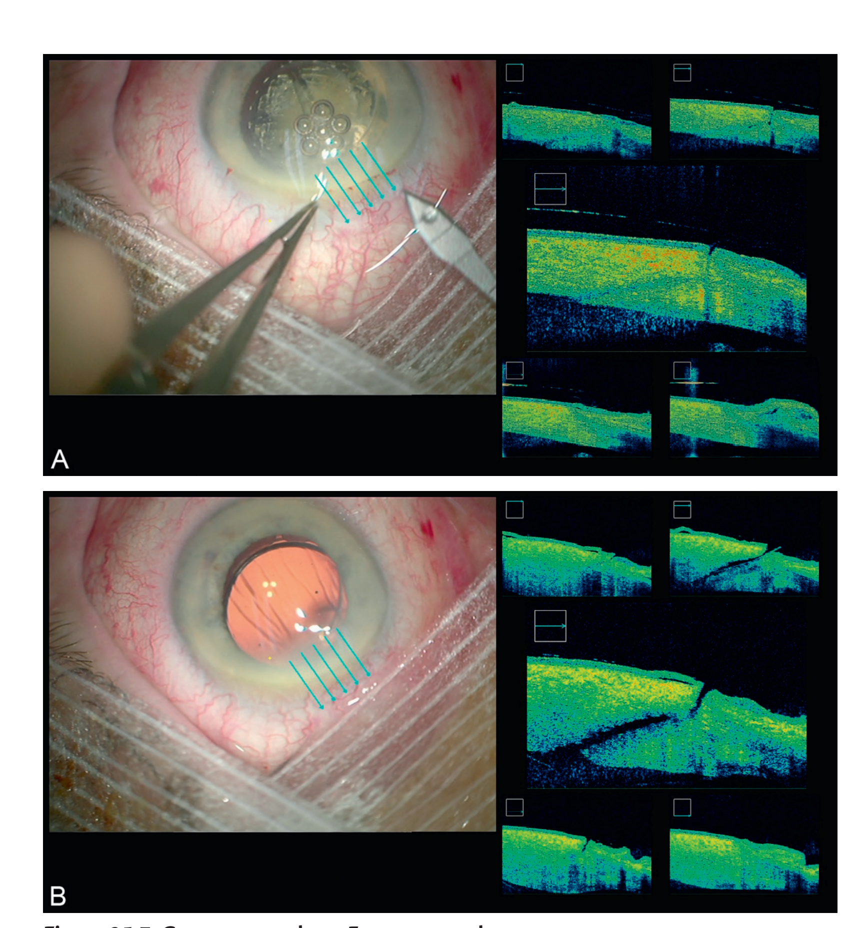


Figure 25.7. Cataracte par laser Femto-seconde.
A. Images en OCT de l'incision en début d'intervention de la cataracte par laser Femto-seconde. Noter la fragmentation en *icecube*. B. À la fin de l'implantation, l'incision est distendue du fait de l'intervention mais sa forme est globalement respectée.

Dans le segment antérieur, l'intérêt est tout aussi important pour mieux contrôler les incisions cornéennes dans la chirurgie de la cataracte (figure 25.7), le contrôle de la fragmentation cristallinienne par laser Femto-seconde (figure 25.8), la réalisation d'incisions arciformes, manuelles ou guidées par laser Femto-seconde (figure 25.8), le contrôle du positionnement d'un implant (figure 25.9) ou encore l'affrontement des berges en cas de greffe de cornée. Parfois les structures du segment antérieur sont difficilement reconnaissables en raison d'opacités cor-

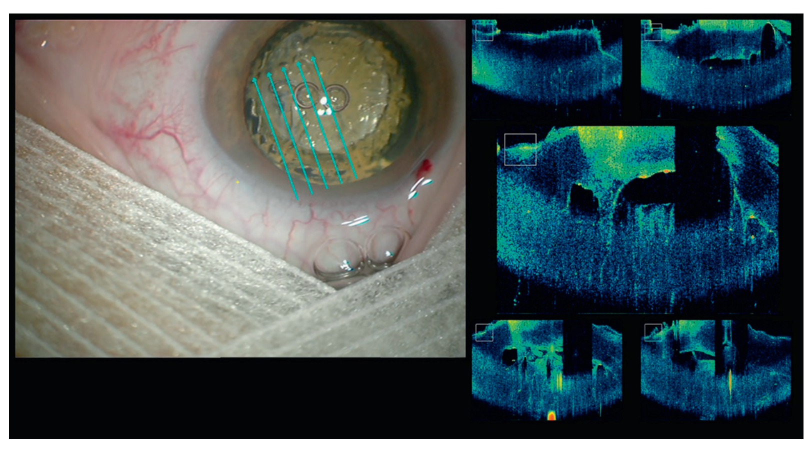


Figure 25.8. Images en OCT de la fragmentation cristallinienne par le laser Femto-seconde.

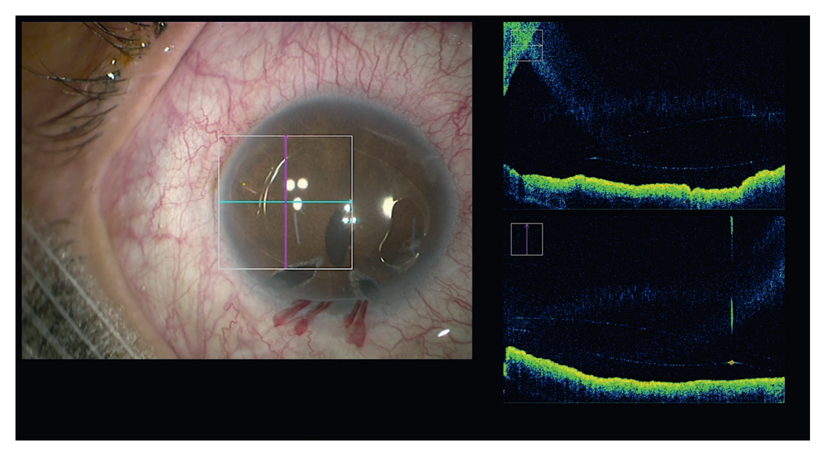


Figure 25.9. Positionnement d'un implant « clippé » à l'iris par rapport au plan irien.

néennes, et l'OCT peut permettre de mieux comprendre les rapports entre l'iris, le cristallin et la cornée (figures 25.10 et 25.11). Dans la chirurgie du glaucome, la dissection de la membrane trabéculaire peut être spectaculairement identifiée en peropératoire (figure 25.12).

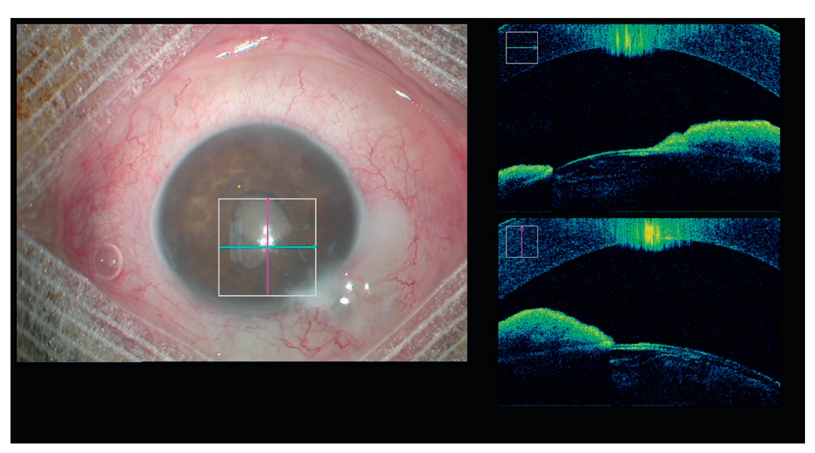


Figure 25.10. Images du segment antérieur en préopératoire immédiat sur une petite pupille présentant des synéchies irido-cristalliniennes.

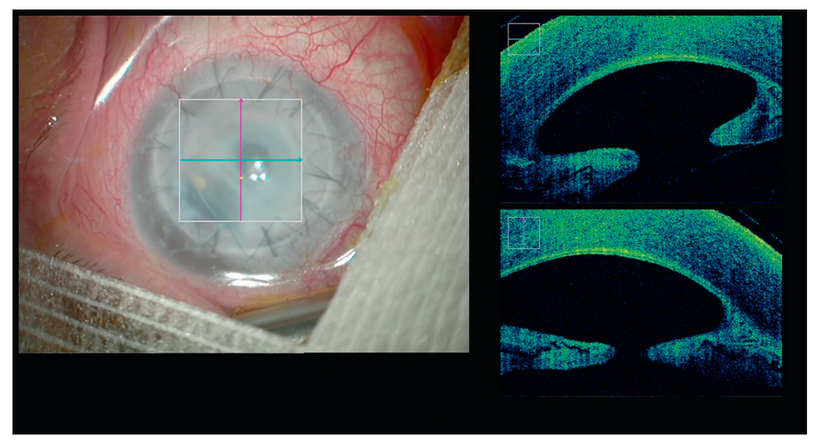


Figure 25.11. Images du segment antérieur rendu inaccessible par une opacification cornéenne diffuse. Noter l'accolement périphérique de l'iris à la cornée.

Assistance automatisée peropératoire pour l'implantation torique

La chirurgie de la cataracte avec implantation torique bénéficie aujourd'hui de nouvelles technologies d'imagerie permettant un repérage automatisé des axes d'implantation sans marquage préopératoire nécessaire sur l'œil du patient.

La Zeiss Cataract Suite© (Zeiss), par exemple, permet lors du calcul d'implant en consultation préopératoire avec le IolMaster 500©, de capturer une photo de l'œil du patient avec ses vaisseaux limbiques en temporal et en nasal.

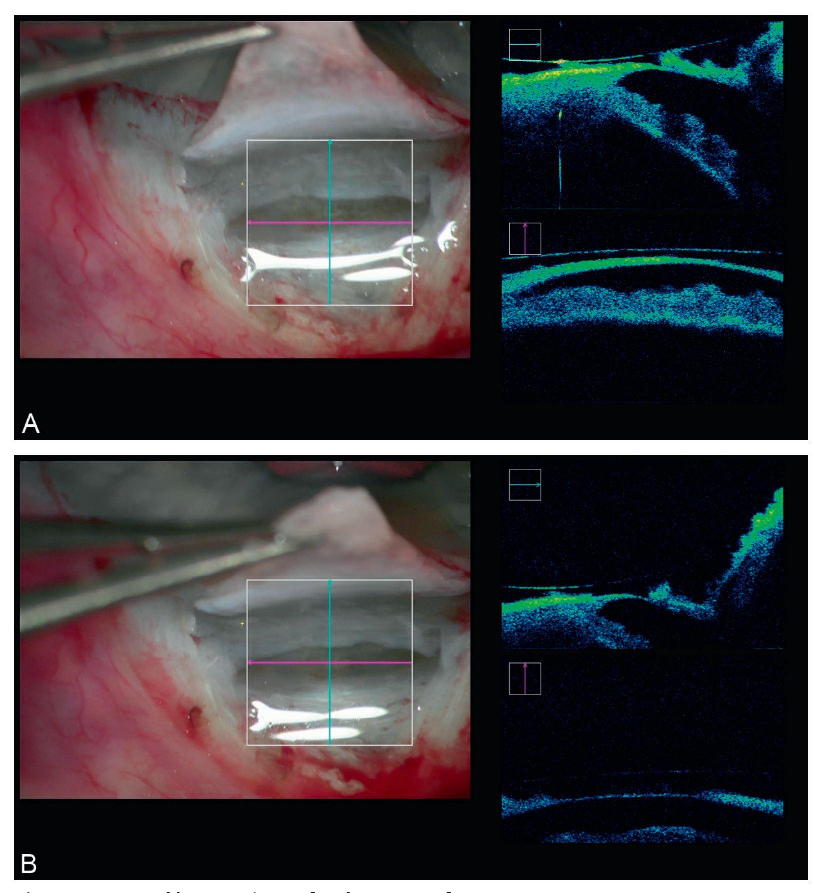


Figure 25.12. Sclérectomie profonde non perforante.
A. Avant la dissection du trabéculum externe, le mur trabéculaire résiduel apparaît encore relativement épais. B. Après dissection trabéculaire externe, le mur résiduel s'est affiné. L'intervention est complète.

Au bloc opératoire, sans aucun marquage nécessaire, l'œil du patient est placé sous le microscope Lumera©. Un « matching » est alors réalisé par un appareil relié au microscope, le Callisto©, pour établir une correspondance entre l'image de l'œil préopératoire capturée avec le IolMaster 500© et l'image de l'œil sous le microscope Lumera© grâce à l'anatomie limbique (figure 25.13). Ainsi, l'axe 0–180° est automatiquement reconnu par le Callisto© grâce à ce « matching » et sera visualisé dans un des deux oculaires du microscope par le chirurgien. Le chirurgien programme dans le Callisto© avant l'intervention, l'axe de son incision, la taille du capsulorhexis souhaité et l'axe d'implantation. Grâce à la technologie de réalité augmentée, le site d'incision (figure 25.14), la taille du capsulorhexis choisie

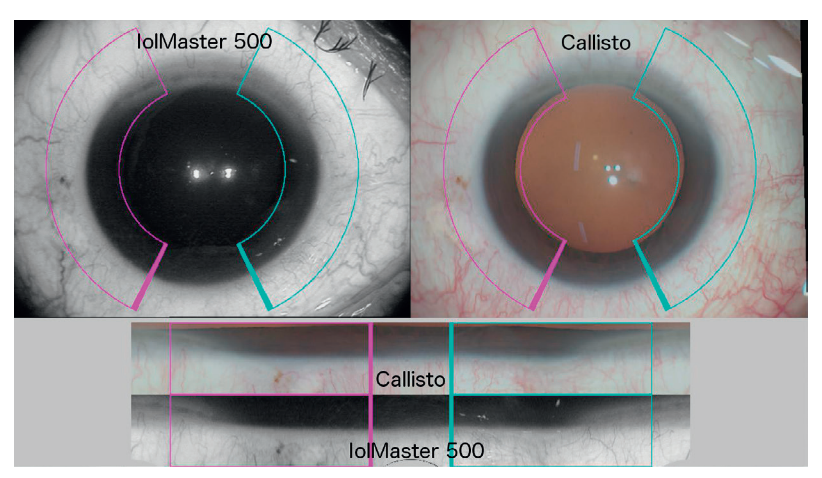


Figure 25.13. « Matching » réalisé par le Callisto© entre la photo de l'œil capturé en préopératoire par le IolMaster 500© (à gauche) et l'image de l'œil en peropératoire visualisé par le microscope Lumera© (à droite).
Un déroulé de l'anatomie limbique temporal et nasal permet d'établir la correspondance entre les deux images afin de repérer sans marquage et de manière automatisé l'axe 0–180°.

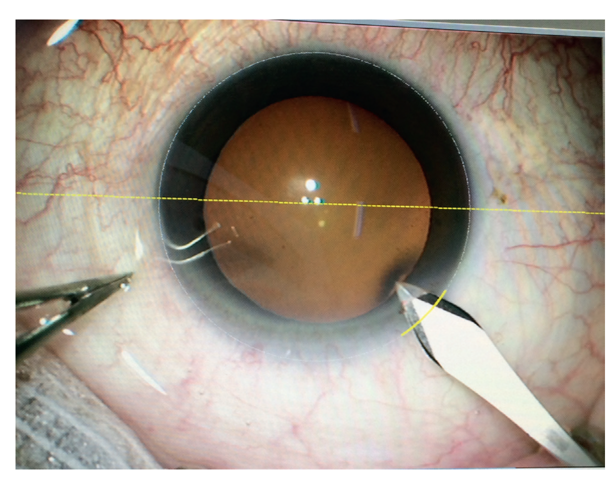


Figure 25.14. L'axe d'incision programmé par le chirurgien est superposé par le procédé de réalité augmentée dans l'oculaire du microscope par rapport à l'axe 0–180° repéré au préalable.

(figure 25.15) et l'axe d'implantation (figure 25.16) seront visualisés en temps réel dans l'oculaire du microscope pendant la chirurgie sur l'œil du patient. Cette technologie permet une automatisation de la procédure, une simplification et une assistance pour la chirurgie ainsi qu'une meilleure reproductibilité de l'implantation torique.

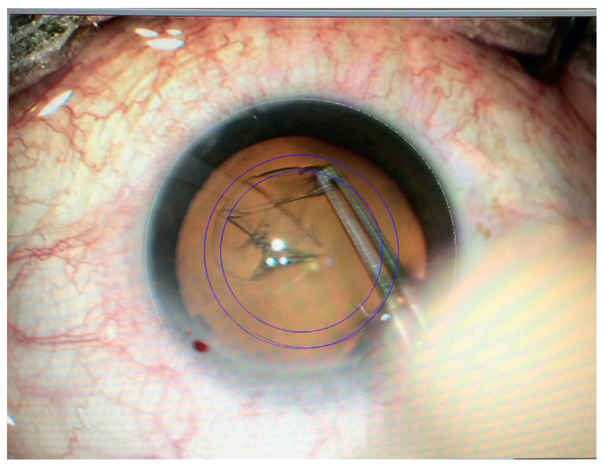


Figure 25.15. La taille du capsulorhexis programmée par le chirurgien est également superposée dans l'oculaire du Lumera© et permet au chirurgien de calibrer avec précision la taille et le centrage du capsulorhexis.

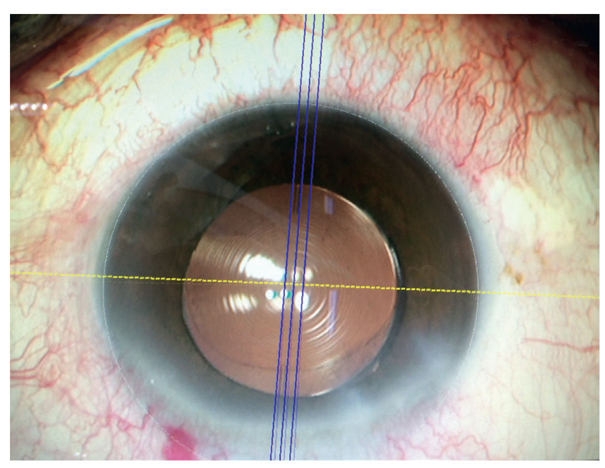


Figure 25.16. L'axe d'implantation torique est de la même manière superposé dans l'oculaire du microscope et permet de placer l'implant dans son axe avec précision.

D'autres machines similaires existent, notamment le Verion™ (Alcon) qui emploie la même technologie avec repérage d'éléments anatomiques du segment antérieur avant l'opération. En cours d'opération, le système permet de guider la position des incisions cornéennes, le capsulorhexis, le centrage de l'implant (figure 25.17) (avec un intérêt pour les implants multifocaux) et aussi de repérer l'axe d'implantation d'un implant torique (figure 25.18) par superposition d'un repère de l'axe d'implantation sans nécessité de marquage du globe.

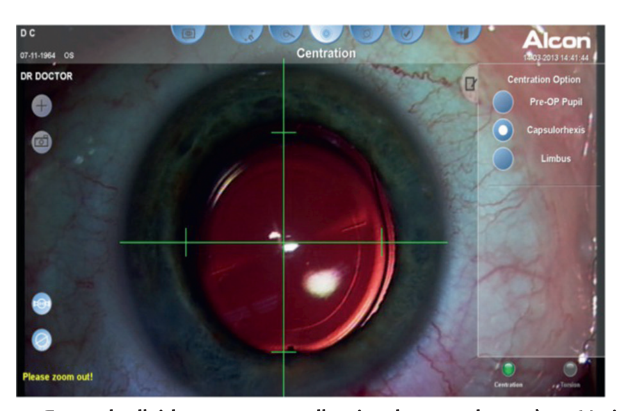


Figure 25.17. Exemple d'aide au centrage d'un implant par le système Verion™ (Alcon) avec superposition, dans les oculaires du microscope, d'une croix de centrage et de repères pour le bord de l'implant.

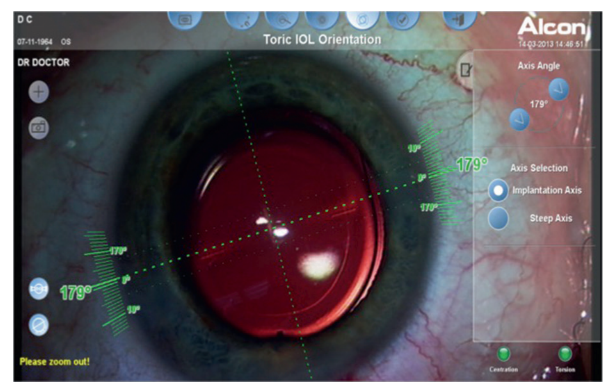


Figure 25.18. Superposition avec le système Verion™ (Alcon) d'un repère de l'axe d'implantation d'un implant torique qui se superpose sur l'image du globe oculaire, dans le microscope opératoire, en se basant sur les images prises avant l'opération.

Conclusion

Nous ne sommes donc qu'au début d'une nouvelle aventure chirurgicale après l'avènement de la microchirurgie ophtalmologique, la généralisation de microscopes opératoires de plus en plus précis et performants. L'OCT est en passe de révolutionner le contrôle microscopique de la chirurgie oculaire comme cela a été le cas dans le diagnostic et le suivi des pathologies médicales. L'OCT est devenu un outil indispensable pour guider certaines phases de la chirurgie en particulier au laser Femto-seconde, il deviendra prochaînement un compagnon incontournable pour aider le chirurgien à réaliser l'acte le plus précis et le plus parfait possible.

CHAPITRE

26

Réalité augmentée pour le segment postérieur

J.-P. Hubschman

Point forts

- La réalité augmentée permet de superposer des informations préopératoires à la scène opératoire avec amélioration du repérage de structures anatomiques.
- La chirurgie du segment antérieur bénéficie déjà d'informations comme l'axe d'astigmatisme lors d'une implantation torique.
- Les applications au segment postérieur permettent de superposer, par exemple, l'angiographie ou des images par OCT à la visualisation du fond d'œil dans le microscope opératoire.

Limites

- La réalité augmentée est une technique très sophistiquée qui demande la maîtrise de différentes sources d'images qu'il faut calibrer et apparier avec des contraintes de taille et de repère dans l'espace.
- Cette nouvelle technique appliquée à la chirurgie demande une adaptation à ce nouvel environnement mais avec des possibilités encore à explorer.

Introduction

Le principe de la réalité augmentée est basé sur la superposition d'une visualisation du monde réel, en l'occurrence une visualisation de la rétine par l'intermédiaire du microscope, associée à des images virtuelles acquises, avant ou pendant l'intervention, qui viennent se fusionner, en temps réel par l'intermédiaire des oculaires du microscope opératoire. Cette technique de superposition d'informations, provenant de différentes sources, permet, pour le chirurgien, d'augmenter sa perception habituelle de la scène opératoire.

Le principe de la réalité augmentée est déjà utilisé pour différentes applications, comme dans le domaine sportif où, par exemple, la distance entre un joueur de football et le but adverse peut être mesurée (figure 26.1A). Lors de retransmissions télévisées de régates, la ligne d'arrivée peut aussi être superposée à l'image en direct (figure 26.1B).

Les applications en médecine sont nombreuses. La superposition virtuelle de clichés de radiographie osseuse sur le membre d'un patient victime de fracture (figure 26.2) en est un exemple. Cet élément vient supplanter la méthode habituelle qui consiste, pour le chirurgien, à mémoriser mentalement les images radiographiques pour en tirer les enseignements utiles lors du geste chirurgical.

Les applications en matière de chirurgie rétinienne correspondent à l'apport peropératoire d'informations anatomiques ou fonctionnelles acquises en pré- ou peropératoire. Ces informations (par exemple par angiographie, par exploration OCT, par échographie ou par électro-rétinogramme) normalement non accessibles par la simple visualisation de la rétine, sont superposées via le microscope opératoire sur l'image de la rétine. Cette technique va permettre au chirurgien, en peropératoire, d'orienter les gestes thérapeutiques et ainsi améliorer les résultats chirurgicaux.

Pour représenter une aide à la réalisation de l'acte chirurgical, cette technique doit répondre à différents impératifs :



Figure 26.1. Exemple de superposition de repères virtuels sur une scène dite réelle soit lors d'un match de football (A), soit d'une régate (B).

- harmonisation de l'échelle des différentes images fusionnées ;
- fondu enchaîné à la demande du chirurgien en fonction de ses nécessités chirurgicales ;
- asservissement dynamique des différentes sources d'image, avec rendu visuel en temps réel, pour permettre un suivi du champ d'observation sans retard de décision et sans limitation par rapport à une technique chirurgicale classique.

Les applications de la réalité augmentée, en termes de chirurgie du segment antérieur, sont de plus en plus utilisées, les applications en matière rétinienne font l'objet de développements récents (figure 26.3).



Figure 26.2. Exemple d'application pour identifier les structures osseuses par rapport au membre supérieur de ce patient.

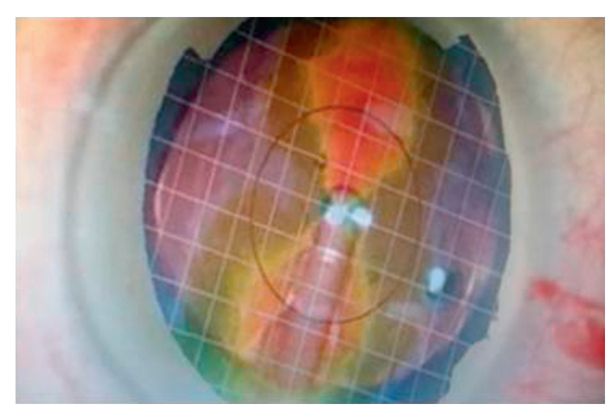


Figure 26.3. Exemple de réalité augmentée appliquée au segment antérieur pour guider une implantation torique avec repérage de l'axe d'implantation par superposition de la topographie cornéene.

Éléments techniques de traitement des différentes sources d'image

Images du monde réel

La visualisation du monde dit « réel » correspond, au niveau rétinien, à la visualisation du fond d'œil par le biais soit d'un microscope opératoire soit, plus rarement, d'un endoscope ou bien parfois d'un rétinographe.
L'acquisition de ces informations réelles fait l'objet d'un traitement particulier destiné à enregistrer les coordonnées spatiales de chaque point de la scène observée avec une notion de traitement en temps réel de ce codage spatial.
Différentes techniques sont utilisées pour réaliser cette analyse spatiale de la scène réelle : tracking vidéo avec reconnaissance de repères anatomiques comme les vaisseaux rétiniens, marqueurs extérieurs, coordonnées GPS, capteurs électromagnétiques… (figure 26.4).
L'encodage de ces images fait l'objet de nombreuses recherches pour optimiser l'étape d'association des autres sources d'images. La réelle difficulté est la nécessité d'obtenir la totalité des processus d'analyse réalisés en temps réel.

Informations virtuelles

Les images virtuelles qui vont être superposées sur le monde réel font aussi l'objet d'un traitement spécifique et d'un choix stratégique pour la pertinence des informations. Par exemple, lors d'une chirurgie de membrane épirétinienne, l'apport en



Figure 26.4. Différents systèmes peuvent être utilisés pour coder les images en leur affectant un repère spatial : reconnaissance de forme, repères externes…

peropératoire d'une image de cartographie de l'épaisseur maculaire, ou en coupe, prise par OCT (avant ou pendant la chirurgie) peut fournir, au chirurgien, des informations essentielles. Ces différentes procédures font alors l'objet d'un enregistrement spécifique destiné à fusionner, ensuite, les coordonnées spatiales des différentes informations. Le but est de lier, point par point, les différentes sources d'images avec leurs coordonnées 3D qui correspondent à la même scène mais obtenues par des techniques différentes.
Cette étape, appelée « rendering », nécessite une correction informatique de la taille des images, de la position de chaque point de l'image et de l'angle de visée. Le but sera d'obtenir des images capable de s'intégrer, de façon réaliste, à la scène opératoire avec parfois la possibilité de traitement des images destinées à souligner un détail anatomique, d'identifier un organe ou un tissu à éviter en cours d'intervention, ou de réaliser, au contraire, un meilleur repérage du tissu à extraire.

Fusion des images

Cette étape est basée sur un appariement point par point de tous les types d'images obtenues pour préparer l'intervention sur cette région du globe oculaire. Cette étape est rendue possible grâce à la rapidité des calculateurs 3D et des systèmes de « eye-tracking » en temps réel. Le rendu visuel, pour le praticien, se fera alors par divers procédés, souvent basés sur la superposition des images virtuelles sur la scène réelle, soit en transparence, soit de façon alternée (figure 26.5).
Le vecteur de cette visualisation peut être directement le microscope opératoire optique ou digital, ou bien par le biais d'un écran haute définition 3D ou de lunettes de réalité augmentée type « Google Glass ». Si la superposition se fait via un système optique tel que le microscope opératoire, l'insertion d'un système de superposition de l'image virtuelle est nécessaire.

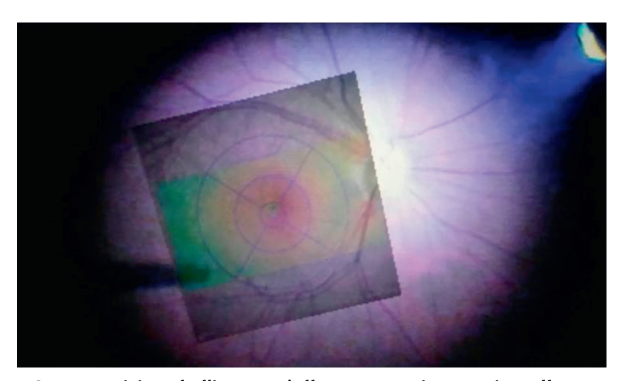


Figure 26.5. Superposition de l'image réelle avec une image virtuelle pouvant bénéficier de niveaux de transparence choisis par le chirurgien.

Exemples d'applications en traitement rétinien

Chirurgie maculaire

La chirurgie maculaire peut bénéficier de cette technique de réalité augmentée avec, par exemple, une superposition de la cartographie maculaire par OCT, via le microscope opératoire avec possibilité pour le chirurgien de repérer les zones maculaires épaissies par une membrane épimaculaire (figure 26.6).

La superposition de l'image angiographique peut mettre en évidence les zones de souffrance vasculaires, de néovascularisation prérétinienne ou de forte adhérence vitréo-rétinienne (figure 26.7). Puis les images par OCT en coupe peuvent guider le geste chirurgical vers un secteur de détachement spontané de la membrane épirétinienne (figure 26.8).



Figure 26.6. Image en réalité augmentée d'une macula en cours d'opération pour membrane épirétinienne avec superposition de la cartographie d'épaisseur maculaire obtenue par OCT préopératoire.

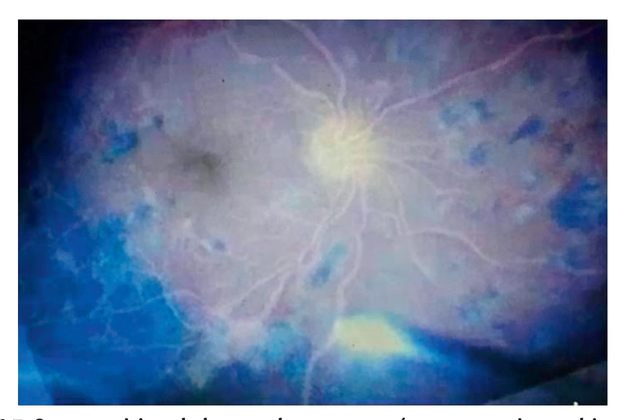


Figure 26.7. Superposition de la macula avec une séquence angiographique apportant, en peropératoire, les informations sur la circulation rétinienne.

Laser rétinien

L'application de la technique de réalité augmentée à la pratique du laser rétinien de photocoagulation permet de planifier le traitement en se basant sur les images fusionnées entre, d'une part, les informations obtenues par le rétinographe ou la lampe à fente et, d'autre part, les images angiographiques avec mise en évidence, par exemple, des territoires d'ischémie rétinienne (figure 26.9).
Une autre application est de programmer des lasers multispots de façon à organiser les séquences des impacts de photocoagulation pour optimiser le traitement qui sera alors semi-automatisé en asservissant les tirs de laser à la zone de traitement préétablie (figure 26.10).

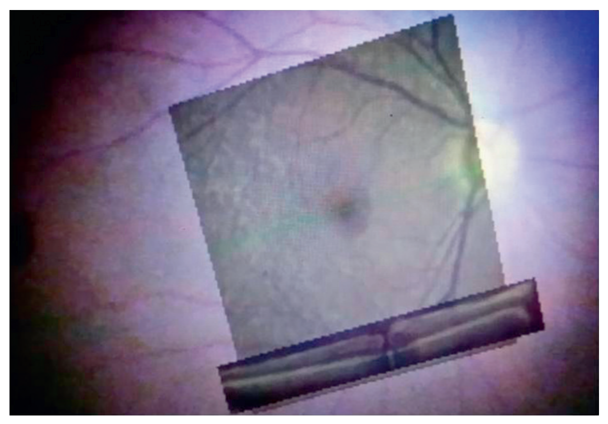


Figure 26.8. Superposition de la macula et d'images en coupe par OCT permettant de mieux identifier les relations vitréo-rétiniennes, l'épaississement maculaire diffus et un trou maculaire.

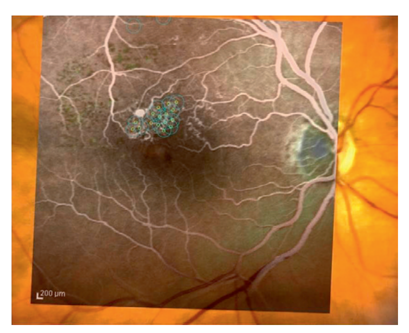


Figure 26.9. Aspect de fusion du fond d'œil et de la séquence angiographique pour guider le traitement par laser asservi (Navilas, OD-OS).

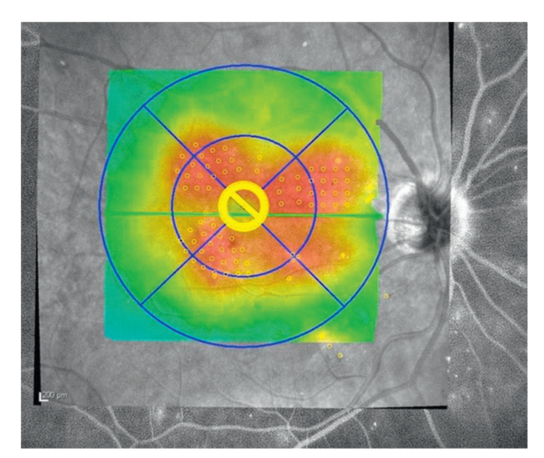


Figure 26.10. Aspect de programmation du laser multispot calé par réalité augmentée sur l'image du fond d'œil de façon à mieux maîtriser la position des impacts de laser (Navilas, OD-OS).

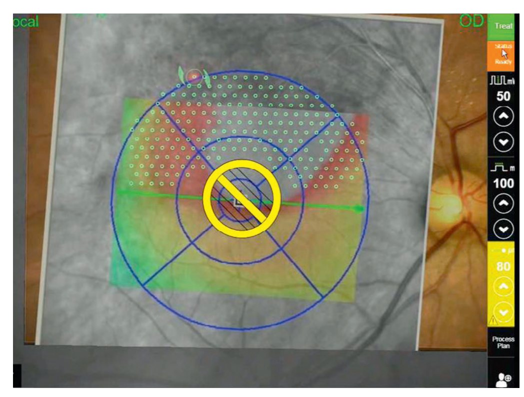


Figure 26.11. Mise en évidence de l'exclusion de la zone fovéolaire pour majorer la sécurité du traitement par laser (Navilas, OD-OS).

Cette technique permet aussi de déterminer des zones interdites au traitement comme la zone maculaire centrale que les impacts de laser ne pourront pas atteindre, conférant à cette technique une importante sécurité (figure 26.11).

Conclusion

La réalité augmentée représente un concept novateur permettant d'améliorer les approches thérapeutiques en fusionnant une scène chirurgicale réelle, avec mise en évidence de détails mal ou non visibles par superposition d'informations

virtuelles obtenues avant ou pendant le traitement. Cette technique nécessite la mise en œuvre d'un traitement informatique des images réelles et des images virtuelles de façon à respecter une fusion des images qui reste réaliste et laisse toute la liberté de mouvement du chirurgien par rapport à ses habitudes chirurgicales. Cet appariement point par point des différentes images avec codage spatial est rendu possible par des algorithmes de plus en plus sophistiqués et par l'accélération des systèmes d'« eye tracker » instantanés. Les applications récentes sont tournées vers la chirurgie maculaire et vers les systèmes d'asservissement des traitements par photogoagulation par laser.

Voir l'invisible en cours de traitement rétinien semble possible grâce à cette technique d'intégration de différentes sources d'informations.

Index

A

Aberrations
– cornéennes, 194
– de haut degré, 174
– dédoublement de l'image, 174
– halos, 174
– internes, 194
– optiques d'origine interne, 196
– perte de contraste, 174
– sphériques, 174
Aberromètre, 172
– à double passage, 29
– couplé au topographe cornéen, 30
– de Shack-Hartmann, 29
– de Tscherning, 29
– et topographe, 176
– Shack-Hartmann, 173
– symptôme visuel, 175
Aberrométrie, 25–36, 46, 60
– cornée, 172
– cristallin, 172
– en postopératoire, 202
– et chirurgie de la cataracte, 193–212
– et implant multifocal, 202
– et implant torique, 202
– et sécheresse oculaire, 26
– halos lumineux, 177
– instruments de mesure, 28
– qualité de l'image rétinienne, 172
– qualité optique de l'œil, 172
Ablation des sutures, 74
Accommodation, 131
Altération de l'optique
de l'implant, 159
Amincissement
– cornéen, 94
– de l'épithélium, 95
Analyse
– automatique, 116
– de tendances, 347
– d'événements, 347
– quantitative de la papille, 323
– semi-automatique, 116
Anastomoses
– choriorétiniennes, 262
– rétino-choroïdiennes, 274
Angiographie
– à la fluorescéine, 368, 433
– au vert d'indocyanine (ICG), 270
– en fluorescéine, 258, 302
– photographies, 270
– rétinienne, 270
– vert d'indocyanine, 258, 273, 433
Angle irido-cornéen, 131, 216
– analyse après traitement par laser, 228
– analyse dynamique, 226
– analyse en coupe, 223
– par OCT, 218
Anneau
– intracornéen, 136
– neuro-rétinien, 322
– scléral, 354
– scléral péripapillaire d'Elschnig, 323, 354
Anomalies
– intrarétiniennes, 289
– microvasculaires, 289
Anti-VEGF, 259, 290, 297
Appareils d'angiographie, 323
Appariement point par point, 481
Artefact (erreur de segmentation), 401
Artemis™, 87
Artères
– ciliaires courtes postérieures, 358, 369
– cilio-rétinienne, 358
Asphéricité cornéenne, 181
Asservissement dynamique, 479
Astigmatisme
– axe, 79
– cornéen, 200
– cornéen avant implantation torique, 200
– cornéen induit, 74
– important, 74
– irrégulier, 174
– puissance, 76
– type aplati ou « steep-flat », 80
Asymétrie des résultats droite/gauche
et supérieure/inférieure, 401

Atrophie
– papillaire, 332
– parapapillaire, 322, 328, 358
Atteintes
– glaucomateuses, 322
– maculaires inférieures, 407
– neurologiques, 375
– neuro-ophtalmologiques, 322
– papillaires, 322
– précoces de l'hémichamp visuel supérieur, 407
– secteur inféro-temporal, 326
– tumorales, 322
– vasculaires, 330, 339
Autofluorescence, 258, 368, 370
– clichés en, 260
Average C/D Ratio, 347
Axe
– d'implantation, 474
– du cylindre positif, 80

B

Baisse de l'acuité visuelle, 284
Balayage
– d'une fente lumineuse, 88
– en fente lumineuse rotative, 151
Barrière hémato-rétinienne, 258
– rupture, 296
Base de données normative, 347
Bilan ultrasonore, 293
Biomécanique de la cornée, 87
Biomicroscope, 302, 322
Bloc opératoire, 302
Bordure neuro-rétinienne, 347
Bulles de cavitation, 463

C

Calcification pariétale, 450
Caméra
– rotative, 461
– Scheimpflug, 76, 465
Canal scléral, 354
Capot cornéen, 92
Capsulorhexis, 471
Capsulotomie, 465
Cartes d'élévation antérieure et postérieure, 88
Cartographies, 380
– asymétrie entre secteurs inférieur et supérieur, 384
– cartes de déviations, 384
– dépistage de déficits précoces, 384
– des déviations, 401
– des épaisseurs du complexe, 401
– des photorécepteurs, 267
– pachymétriques, 57, 87
– représentation de l'analyse statistique comparative, 401
Cataracte, 193–212
– chirurgie, 460
– de type nucléaire, 184
– régressive, 156
– secondaire, 159
Cellules endothéliales, 110
– densité, 116, 162
– pléiomorphisme, 116
– polymégéthisme, 116
– variation, 116
Centrage de l'implant, 474
Cercle RNFL, 348
Chirurgie
– cornéenne, 106
– réfractive, 172
– réfractive cornéenne, 87
Choroïde, 433
– épaississement, 443
Choroïdose myopique, 259, 418
Circulation papillaire, 368
Clichés
– autofluorescence, 323
– en lumière bleue, 302
– en lumière rouge, 302
– en lumière verte, 302
– monochromatiques, 258
– monochromatiques bleus, 259
– monochromatiques rouges, 259
– monochromatiques verts, 259
Clignement palpébral, 19
Code couleur
– analyse statistique par rapport à la base normative de référence de chaque appareil, 398
– examen clinique et bilan de l'atteinte fonctionnelle, 398
Coma, 174
Comète, 177
Complexe cellulaire ganglionnaire maculaire, 380, 399
Composante vasculaire, 426
Conditions mésopiques, 183
Conjonctive, 103
Contour externe de la papille, 346
Coordonnées 3D, 481
Cornea guttata, 120
Corneal melting, 134

Cornée, 463
– biomécanique, 87
– blanche, 132
– greffée, 76
– greffes, 96
– imagerie, 130
– qualité optique, 202
– reconnaissance automatisée, 465
– retraitement, 93
– sous-correction, 93
Corticoïdes, 297
Couche
– des cellules ganglionnaires rétiniennes, 399
– des fibres, 259
– des fibres nerveuses rétiniennes, 322
– fibres nerveuses rétiniennes, 399
– plexiforme interne, 399
Coupe radiaire, 347
Courbe
– RNFL, 346
– TSNIT, 384
Courbure, 76
Cristallin
– capsules antérieure et postérieure, 463
– échelles de quantification, 155
– subluxation, 153
– transparence, 153
Croissance tumorale, 430
Cube maculaire, 399
Cup/disc, 346
– horizontal, 347
– moyen, 347
– vertical, 347

D

Décentrement, 172, 181
Déchirures à clapet, 247
Décollement
– choroïdien, 243
– de la rétine, 243
– de rétine, 247
– étendu du vitré, 302
– postérieur du vitré, 247
– secondaire, 443
– séreux rétinien (DSR), 271, 273, 434, 443
Dédoublement des lumières vives, 181
Défaut optique
– dit de « bas degré », 172
– dit de « haut degré », 172
Défocus, 174
Dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA), 270
– pseudotumorales, 454
Dégradation du champ visuel, 322
Densité des cellules endothéliales, 162
Densitométrie, 216
Diabète, 243, 373
– laser, 290
– place de l'angiographie, 289
Diagnostic
– différentiel, 442
– pathognomonique, 337
DIAK, 83
Diamètre pupillaire, 172, 181
Diffusion tardive, 271
Dilatation des gaines, 339
Dioptre cornéen antérieur, 77
Diplopie monoculaire, 177, 188
Dispersion des points lumineux, 173
Disque
– de Placido, 58, 74
– optique, 323
– quadrants supérieurs et inférieurs, 326
Dissociation
– des fibres cristaliniennes, 155
– des fibres optiques, 308
Distance sulcus à sulcus, 164
DMEK *(Descemet Membrane Endothelial Keratoplasty)*, 142
Drusen
– cuticulaires, 262
– papillaires, 261
– séreux, 260
Druses
– de la papille, 330, 336, 368
– de la papille calcifiée, 337
– de la papille non calcifiées, 337
DSEK *(Descemet Stripping Endothelial Keratoplasty)*, 142
Dynamique circulatoire, 258
Dystrophie
– cornéenne, 100, 104, 140
– de Cogan, 140
– de Grenouw, 140
– de Reis-Bücklers, 105
– endothéliale de Fuchs, 106
– postérieure polymorphe, 125
– primitive de Fuchs, 120
Dysversion papillaire, 350, 418

E

Échogénicité
– légère, 437
– moyenne, 437
Échographie, 240, 426, 430
– clichés couleurs, 337
– clichés en autofluorescence, 337
– doppler, 433
– en mode B, 309
– papille, 336
Échostructure, 439
Ectasie cornéenne, 93
Effet
– masque, 443
– sandwich, 163
Élargissement des champs, 240
Élévation, 74
– topographe, 76
Endothélite, 124
Endothélium de la cornée
– analyse, 110
Enhanced Depth Imaging (EDI), 352
Entonnoir fovéolaire, 313
Épaisseur
– augmentation, 283
– de l'épithélium, 87
– du capot, 87
– irienne ou ciliaire, 438
– rétinienne, 280
Éperon scléral, 216
Épithélium conjonctival, 104
Épithélium pigmentaire, 258
– augmentation du volume du décollement, 282
– déchirure, 274, 282
– plages d'atrophie, 259
– soulèvement irrégulier, 273
– soulèvement vascularisé, 262
Erreur sphéro-cylindrique, 174
Espace sous-arachnoïdien, 358
– péripapillaire, 346
Examen biomicroscopique, 258
Excavation, 322, 323
– choroïdienne, 252, 445
– comblement, 330
– papillaire, 346
– sur diamètre de la papille, 323
Exploration angiographique, 426
Exsudats, 289, 294
– intrarétiniens, 297
Extension
– extrasclérale, 443
– vers l'angle, 438
Eye tracking, 278

F

Facteur irien de fermeture de l'angle, 226
Femto-cataracte
– interface-patient, 460
– repérage tridimensionnel, 460
– solidarisation ou *docking*, 460
– système de succion, 461
Fibres ganglionnaires maculaires, 348
Fibres nerveuses rétiniennes, 329
– couche, 380
– épaisseur de la couche, 380
– péripapillaires, 380
– taux normal de perte lié à l'âge, 395
Fibres optiques, 304, 322
– péripapillaires, 346, 347
Film lacrymal, 25–36
– composante lipidique, 16
– et qualité de vision, 26
– imagerie, 13–24
Flèche cristallinienne, 163
Fonction d'étalement du point ou FEP (*Point Spread Function* ou PSF), 176
Fondu enchaîné, 479
Forme de moustache de gendarme, 339
Fossettes colobomateuses, 302, 315
– ou *morning glory syndromes*, 302
Foyers hyperfluorescents, 449
Front d'ondes, 172

G

Galilei™, 216
Géométrie oblate, 184
Glandes de Meibomius, 15
– fonctionnalité, 17
Glaucome, 100
– à pression normale, 326
– atteinte structurale, 398
– débutant, 398
– débutant à modéré, 384
– et pachymétrie, 92
– évaluation de l'atteinte, 392
– évolué, 392
– malin, 155, 231
– mise en évidence d'une progression, 398
– néovasculaire, 297

– par fermeture de l'angle, 124
– pigmentaire, 233
– prépérimétrique, 384, 398
Glistenning, 158
Globe oculaire, 418
– longueur axiale, 418
Gonioscopie, 215
Gouttes, 120
Greffes, 74, 76, 96, 124
– cornéennes, 76, 96
– cornéennes transfixiantes ou lamellaires, 124
– endothéliales, 74

H

Hamartomes, 332
Harmonisation de l'échelle, 479
Hémangiome, 447
– de la choroïde, 449
Hématome
– sous-rétinien, 302
– aspect hétérogène, 454
Hémorragies, 259, 289, 322
– du disque optique, 326
– intravitréennes, 292
– rétiniennes, 283, 297
– sous-rétiniennes, 260
Hémorragies en flammèches, 372
Huile de silicone, 251
Hyperautofluorescence, 260, 306
Hyperfluorescence
– des ectasies vasculaires, 276
– précoce, 271, 450
– variable dans le temps, 453
Hypermétropie, 184
Hyperplasie de l'épithélium pigmenté, 240
Hyperréflectivité
– fusiforme, 271
– intrarétinienne en diabolo, 274
Hypertension intracrânienne, 330, 338, 339
Hypertonie, 438
– aiguë, 124
Hypertrophies congénitales de l'épithélium pigmenté, 447
Hypofluorescence, 443

I

Îlots hypofluorescents, 444
Imagerie
– par IRM ou scanner, 337
Implantation torique, 460
Implants
– de chambre postérieure, 156
– fixés à l'iris, 163
– multifocaux diffractifs, 418
– phakes, 132
– phakes de chambre postérieure, 133
– phakes en avant de l'iris, 162
– phakes fixés à l'iris, 162
– phakes positionnés en chambre postérieure, 162
– surdimensionnement, 164
Incisions
– arciformes, 82, 83
– cornéennes, 465, 474
Indentation, 249
Indice
– FLV, 401
– GLV, 401
– RMS, 29
Infections cornéennes amibiennes, 99
Infiltrations lymphomateuses, 341
Inflammation du segment antérieur, 124
Instrument Ocular Response Analyzer (ORA), 47
Interface vitréo-rétinienne, 259, 302
Interférométrie, 16, 34
Invasion épithéliale, 94
Iritis, 124
Ischémie, 289

K

Kératites
– infectieuses, 100, 104
Kératocône, 37–56, 59, 134
– débutant, 41, 177
– détection, 94
– fruste, 41
Kératocytes, 102
Kératométrie, 172
Kératoplasties
– lamellaires antérieures profondes, 74
– transfixiantes, 74
Kystes irido-ciliaires, 440

L

Lacunes hyporéflectives, 155
Lame criblée, 336, 337, 346, 350, 354, 369
– pores, 356

Laser, 243
– excimer customisé, 172
– Femto-seconde, 81, 83, 460
– multispots, 483
– rétinien de photocoagulation, 483
– YAG, 159
Laser focal, 294
LASIK, 59, 62, 83, 86, 91, 106, 138, 184
Lentilles
– cristalliniennes, 154
– de contact, 74
Lésion
– à limites assez nettes, 342
– coloration, 426
– léger épaississement, 341
– moyennement échogène, 341
– périphérique, 252
– plutôt échogène, 342
– tumorale de l'iris ou du corps ciliaire, 216
Ligne IS/OS
– ligne de jonction entre articles internes et articles externes des photorécepteurs, 306
Limbe, 103
Limitation
– d'accès à l'extrême périphérie rétinienne, 430
– en cas de perte de transparence des milieux, 430
Lipofuscine, 260
LOCS III (Lens Opacities Classification System), 155
Logettes, 434
– cystoïdes, 304
– d'œdème maculaire cystoïde, 294
Luxation, 159

M

Macroanévrysme, 315
Maculopathies du myope fort, 302
Maladie de Stargardt, 261
Masque de l'implant, 163
Masses cristalliniennes, 160
Matching, 471
Meilleure pénétration des tissus, 336
Mélanocytome, 342, 370, 447
Mélanome, 438
– choroïdien, 240
– diagnostic différentiel, 447
– péripapillaire, 341
– traitement conservateur, 449
Membrane
– de Bowman, 101
– de Bruch, 346
– de Descemet, 102, 120
– épimaculaire, 302
– terminaison, 354
Méridien
– cambré, 79
– le plus bombé, 80
– le plus plat, 79
– le plus puissant, 80
Mesure
– de l'épaisseur cornéenne, 86
– de la diffusion optique, 194
– densitométrique, 151
– des distances de sécurité, 162
Métastase, 444
Microangiopathie diabétique, 267
Microkératome, 93
Microplasmine intravitréenne, 312
Microscopie confocale, 99
– à balayage laser ou *confocal laser scanning microscope* (CLSM), 100
– in vivo ou *in vivo confocal microscopy* (IVCM), 100
– principe, 100
– *slit-scanning* (SSCM), 100
– *tandem scanning* (TSCM), 100
Microscopie spéculaire *contact* et *non-contact*, 111
Microscotomes postopératoires, 308
Minimum angle of resolution ou MAR, 177
Mode EDI (*Enhanced Depth Imaging*), 346
Morning glory syndrome, 317
Mottes de pigments, 260
Mur stromal postérieur, 86
Myopie
– d'indice, 184
– forte, 259, 325

N

Nævus, 240, 437
– de la choroïde, 442
– juxtapapillaire, 341
– papillaire, 369
– surveillance rapprochée, 443
Néoplasie primitive, 452

Néovaisseaux, 289
– choroïdiens, 259, 302
– occultes ou rétro-épithéliaux, 271
– prépapillaires, 373
– prérétiniens, 293, 298
– visibles ou pré-épithéliaux, 271
Nerf optique, 358
– dilatation des gaines, 330
– rétro-oculaire, 339
– tête, 322, 346, 368
Neuropathie ischémique antérieure aiguë (NOIAA), 330
Neuropathie optique glaucomateuse
– dépistage de la progression, 380
Neuropathie optique ischémique antérieure aiguë, 371
Neuropathie optique œdémateuse
– atteinte infectieuse, 339
– atteinte inflammatoire, 339
– atteinte vasculaire, 338
Nodule
– cotonneux, 304
– hyperéchogène, 371
Nœuds de rétraction, 304

O

Occlusion
– artériolaire rétinienne, 266
– de la veine centrale de la rétine, 374
– veineuse, 243, 373
– veineuse rétinienne, 267, 297
OCT, 90, 130, 150, 240, 258, 426, 433, 461
– à haute résolution, 136
– analyse, 289
– angiographie, 368
– appareil Swept, 219
– appareil Visante™, 219
– appareils, 151
– base normative, 401
– courbes évolutives, 347
– de rétine, 215
– échographies, 221
– en face, 264, 304, 436
– en temps réel, 463
– incorporée au microscope opératoire, 460
– mode EDI, 436
– observer le segment antérieur, 151
– outil peropératoire, 467
– reconstruction en 3 dimensions, 219
– segment postérieur focalisés sur le segment antérieur, 152
– *spectral domain*, 352, 434, 463
– *swept source*, 266
– système Casia, 219
– *time domain*, 434
OCT3, 218
OCT-SD
– faux résultats positifs, 395
Œdème, 433
– cystoïde, 271, 280
– de la papille, 338
– de stase, 338, 372
– diffus, 288
– focal, 288
– maculaire, 297
– maculaire avec composante tractionnelle, 292
– maculaire diabétique, 290
– papillaire, 330, 336, 371, 418
Œil aphake, 132
Onde oculaire, 172
Opercules rétiniens, 247
Ophtalmoscopie confocale laser (SLO), 352
Optique adaptative, 267
Orbscan™, 88
Ostéome, 450
Ouverture pupillaire, 174
Ovalisation pupillaire, 162

P

Pachymètres
– ultrasonores, 86
Pachymétrie, 76, 86, 113
– et glaucome, 92
Pâleur papillaire, 375
Panphotocoagulation, 297
Papille
– analyseurs, 322
– atrophie, 375
– coloration, 322
– druses, 323, 330, 368
– échographie, 336, 369
– excavée, 326
– OCT, 369
– œdème, 338
– pâle, 326
– petite, 372
– photographie couleur, 322
– rétinographies, 369
– suivi au long cours, 322
Pathologies
– descemétiques, 141
– endothéliales, 104

Paupières, 103
Pentacam™, 216
Perfluorocarbone liquide, 251
Périphérie rétinienne, 240
Phacoémulsification, 460
Phake, 221
Photoablation
– de surface, 59
– personnalisée, 60
Photocoagulation, 243, 289
– au laser, 375
– maculaire, 259
Photodisruption, 463
– tissulaire, 460
Photographies couleurs, 426
Photokératectomie réfractive (PKR), 92, 184
Pigment
– maculaire xanthophylle, 259
– orange, 443
– xanthophylle, 259, 304
Pigmentation de l'épithélium pigmentaire, 258
Pin-points, 271, 443
Placido
– disque, 74
– topographe, 74
Plages
– hyperfluorescentes, 444
– hypoéchogènes rétro-oculaires, 341
Plis rétiniens, 304
Polynômes de Zernike, 174
Ponctuations hyperéchogènes, 337
Position des pieds de l'implant, 158
Pouvoir séparateur, 177
Principe de réflexion de la lumière, 111
Procès ciliaires
– analyse, 226
Prolate, 184
Pronostic vital, 442
Protonthérapie, 252
Protrusion papillaire, 339
Pseudodrusen, 260
Pseudo-trou maculaire, 304
Puissance
– astigmatisme, 76, 79
Pupillométrie, 181

Q

Qualité de vision, 26
Quantification de l'opacification, 151

R

Rapport
– anatomique, 163
Rapport C/D
– horizontal, 325
– ou rapport *cup/disc*, 323
– vertical, 325
Ratio de Strehl, 177
Réalité augmentée, 460
– avertissement dynamique, 479
– codage spatial, 480
– coordonnées spatiales, 480
– fondu enchaîné, 479
– harmonisation de l'image, 479
– images virtuelles, 478
– informations anatomiques ou fonctionnelles, 478
– *Rendering*, 481
– superposition, 478
– superposition de l'image angiographique, 482
– visualisation du monde réel, 478
– zones interdites au traitement, 484
Réflexion spéculaire, 74
Réfraction, 181
– oculaire, 172
– postopératoire, 79
Régression du volume tumoral, 449
Relief papillaire, 337, 370
Résection
– en coin, 80
Rétention du colorant, 371
Rétine
– artère centrale, 356
– déchirures, 243
– décollement, 243
– vaisseaux centraux, 356
Rétinites pigmentaires, 267
Rétinographes
– non mydriaques, 323
Rétinopathie diabétique
– dépistage, 288
– non proliférante, 289
– proliférante, 289
– proliférante sévère, 290, 373
Rétinopathie hypertensive, 267
Rétinophotographes
– couleurs, 288
– non mydriatiques, 288
Rétinophotographies, 240, 302, 322
– en couleur, 258

Rétinophotos, 328
Rétinoschisis, 249
– maculaire, 315
RMS (*root mean square*), 174

S

Scheimpflug caméra, 88, 150, 216
Sclère, 216
Sclérite postérieure, 339
Sécheresse oculaire, 21, 26, 100, 106
Secteur péripapillaire temporal inférieur, 407
Segment antérieur
– imagerie, 130
Segmentation intrarétinienne, 399
Séquence angiographique, 368
Signe du croisement artério-veineux, 374
Skiascopie dynamique, 173
Sondes échographiques
– classiques de 10 MHz, 443
– de 10 MHz, 246, 370
– de 20 MHz, 246, 336, 369
– de 20 Mhz à focale longue, 443
SOS syndrome, 139
Spectral domain, 264, 302
Stabilisation des dimensions de la lésion, 449
Stigmatisme, 176
Stroma postérieur, 87
Structure concentrique de l'implant, 159
Subluxation de l'implant, 159
Suivi évolutif, 252
Sulcus ciliaire, 160
Surface
– de l'excavation *(rim area)*, 347
– du disque *(disc area)*, 347
Sutures
– ablation, 80
Swept source, 434
Syndrome
– de Sturge-Weber, 449
– irido-cornéen endothélial (*ICE syndrom*), 125
– irido-cornéo-endothélial, 106
– sec, 16
Synéchies irido-cornéennes, 231
Systèmes photographiques numériques, 150

T

Taille du disque, 323, 418
Territoires d'ischémie, 243
Territoires d'ischémie rétinienne, 373
Test de Schirmer, 16
Tête du nerf optique (TNO), 322
Tétrafoil, 174
Tomographie
– en cohérence optique, 90
– en cohérence optique (OCT), 270
– – *Spectral Domain*, 278
– en cohérence optique dans le domaine spectral (OCT-SD), 380
Topographie cornéenne, 32, 37–56, 41, 74, 172, 194
– dans le bilan préopératoire de chirurgie réfractive, 59
– postopératoire, 60
Toricité, 76
Tractions
– de l'interface vitréo-rétinienne, 418
– vitréo-rétiniennes, 302
– vitréo-rétiniennes localisées, 292
Tractions vitréo-rétiniennes localisées
– examen échographique, 292
Traversée de l'iris, 152
Trefoil, 174
Trou maculaire, 302
– classification, 311
– diamètre, 311
– taille, 311
TSNIT (pour Temporal, Supérieur, Nasal, Inférieur, Temporal), 348
Tumeurs
– bénignes, 437
– bénignes très pigmentées, 342
– dimensions, 430
– échographie doppler couleur, 454
– épaisseur, 430
– évolutive, 438
– hypoéchogène, 445
– IRM, 454
– largeur, 430
– longueur, 430
– malignes, 443
– mesures, 437
– oculaires, 426
– pigmentée maligne, 438
– vascularisée, 444

U

UBM (*Ultrasound Biomicroscopy*), 130, 143, 150, 152, 215, 240, 430

V

Vacuolisation, 253, 449
Vaisseaux
– circumlinéaires, 322
– limbiques, 470
– nourriciers, 449
– papillaires, 322, 346
– petite artériole, 328
– petite veine, 328
– rétiniens, 356
Vascularisation papillaire, 375
Vasculopathie
– maculaire, 304
– polypoïdale choroïdienne, 262, 276
Vidéokératoscopie, 32
Visco-élasticité cornéenne, 47
Vitré antérieur, 160
Vitrectomie, 292, 309
Vitréolyse enzymatique, 309

Y

Yeux hypermétropes, 324

Z

Zone
– d'ischémie, 266
– de photoablation, 181
– optique, 172
Zonule, 152